

UNIVERSIDAD DE CUENCA



FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

“IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE ANOTACIÓN Y EVALUACIÓN
DE LOS DETECTORES DE QRS: PAN&TOMPKINS, BASADO EN LA
TRANSFORMADA DE ONDALETAS SOBRE ELECTROCARDIOGRAMAS
DE ESFUERZO”

Tesis previa a la obtención del
título de Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones

Autor:

Juan Manuel Fajardo Reinoso.

Directores:

Ing. Sara Wong de Balzán, Ph.D

Ing. Darwin Fabián Astudillo Salinas, Ph.D

Cuenca - Ecuador

2016

Resumen

El objetivo de la presente investigación fue desarrollar un sistema de anotación semiautomático de series RR obtenidas de una base de datos electrocardiográfica de esfuerzo de 8 derivaciones denominada DICARDIA, para posteriormente evaluar el desempeño los algoritmos de QRS: Pan&Tompkins, Ondaletas. Inicialmente, el usuario realiza una inspección visual y valida o rechaza el canal de referencia. Posteriormente, el sistema propone dos opciones según la calidad de la secuencia RR, en caso de que la secuencia contenga pocos artefactos, la anotación se realiza sobre ventanas de interés. En el caso de secuencias RR muy ruidosas, el sistema permite la anotación latido a latido sobre todo el canal de referencia. Finalmente, el sistema genera un archivo de anotación basado en estándares electrocardiográficos que se utiliza para evaluar el desempeño de los diferentes detectores de QRS. Los resultados sobre 255432 latidos que representan 15 registros (25 % de DICARDIA) dan una sensibilidad Se de 97.347630 % y $P+$ de 96.84413 % para el algoritmo de Pan&Tompkins; y Se de 95.540104 % y $P+$ de 93.037086 % para el algoritmo basado en la transformada de ondaletas. Este trabajo representa un valioso punto de partida para anotar de forma semiautomática bases de datos de ECG de esfuerzo y adicionalmente provee de anotaciones para la evaluación de algoritmos de detección de QRS. El sistema de anotación será presentado y publicado en las memorias del IV congreso TIC.EC 2016 y la evaluación de los algoritmos serán publicados en las memorias del AndesCon 2016.

Palabras clave: ECG, QRS, RR, Prueba de Esfuerzo.

Juan Manuel Fajardo Reinoso

Abstract

The aim of this project is to develop a semiautomatic annotation RR time-series system using an eight leads stress database named DICARDIA. In a first stage the user realizes a visual inspection validating or denying the channel proposed by the system based in statistics measure. In the second stage the system has two options based in the quality of RR-time series, if the series contains few artifacts the annotations is realized using interval of annotations, in the case of noisy series, the system allows annotations beat by beat. Finally, an annotation file is generated under standard formats that are used to evaluate QRS detectors. The performance measures were the Sensibility (Se) and positive predictive value ($P+$). The results realized over 255432 beats provide a Se of 97.347630 % and $P+$ of 96.84413 % for the Pan & Tompkins (PT) and Se of 95.540104 % and $P+$ of 93.0337086 % for based wavelet transform (WT). The procedure developed in this work can be seen as a valuable starting point in semiautomatic annotation of large electrocardiographic databases, as well to evaluate and to improve stress ECG delineations and provides of delineations to evaluate the performance measure of QRS detectors. This work has been published in two indexed journals. The semiautomatic annotation system will be presented and published in TIC.EC 2016 memories and the evaluation of QRS detection algorithm will be publised in AndesCon 2016 memories.

Keywords: ECG, QRS, RR, stress test, channel.

Juan Manuel Fajardo Reinoso

Índice General

| | |
|--|-----------|
| Resumen | 2 |
| Abstract | 3 |
| Índice General | 4 |
| Índice de Figuras. | 6 |
| Índice de Tablas. | 8 |
| Índice de Acrónimos | 9 |
| Introducción | 17 |
| | |
| 1. Marco Teórico. | 18 |
| 1.1. El Electrocardiograma. | 18 |
| 1.1.1. Actividad Eléctrica del Corazón. | 18 |
| 1.1.2. Adquisición de la señal ECG. | 20 |
| 1.1.3. Derivaciones Electrocardiográficas. | 21 |
| 1.1.4. Morfología del ECG. | 23 |
| 1.2. Ruido y Artefactos Electrocardiográficos. | 23 |
| 1.2.1. Intercambio de Electrodo. | 24 |
| 1.2.2. Colocación Incorrecta de Electrodo Precor- diales. | 24 |
| 1.2.3. Artefactos que Simulan Arritmias en el ECG de 12 derivaciones. | 24 |
| 1.3. El Electrocardiograma de Esfuerzo. | 25 |
| 1.3.1. Rutina de un ECG de Esfuerzo. | 25 |
| 1.4. Bases de Datos Electrocardiográficas. | 26 |
| 1.4.1. Bases de Datos Electrocardiográficas de Reposo. | 26 |
| 1.4.2. Bases de Datos de Esfuerzo: DICARDIA | 27 |
| 1.4.3. Serie RR | 28 |



| | |
|--|-----------|
| 2. Metodología. | 30 |
| 2.1. Sistema de Anotación. | 30 |
| 2.1.1. Obtención de la secuencia RR. | 30 |
| 2.1.2. Canal de Referencia. | 31 |
| 2.1.3. Anotación de la onda R sobre el canal de Referencia. | 34 |
| 2.1.4. Reporte | 36 |
| 2.2. Detección QRS | 37 |
| 2.2.1. Pan&Tompkins | 37 |
| 2.2.2. Algoritmo Basado en la Transformada de Ondas. | 39 |
| 2.2.3. Evaluación de Desempeño | 39 |
| 3. Resultados | 41 |
| 3.1. Canal de Referencia | 41 |
| 3.2. Anotación de la onda R sobre el canal de referencia . | 43 |
| 3.3. Desempeño de los detectores QRS sobre DICARDIA | 44 |
| 4. Conclusiones y Trabajos Futuros | 47 |
| 4.1. Conclusiones | 47 |
| 4.2. Trabajos Futuros | 47 |
| A. Artículo: Sistema de Anotación Semiautomático de Señales Electrocardiográficas de Esfuerzo | 49 |
| B. Artículo: Evaluation of two QRS detection algorithm on ECG stress test database | 58 |
| C. Funcionamiento de la Interfaz de Anotación sobre un registro de DICARDIA | 63 |
| D. Secuencias RR de los 15 registros anotados en la presente investigación | 68 |
| Bibliografía. | 83 |

Índice de Figuras.

| | | |
|------|---|----|
| 1.1. | Cavidades, Aurículas y Ventrículos del Corazón . . . | 19 |
| 1.2. | El Ciclo Cardíaco [1] | 19 |
| 1.3. | Sistema de adquisición de señales electrocardiográficas | 20 |
| 1.4. | Espectro de Potencia del Complejo QRS, ondas P, T, Ruido muscular y Artefactos; basados en un prome- dio de 150 latidos [2] | 21 |
| 1.5. | Derivaciones Electrocardiográficas. a)Plano Frontal. b)Plano Horizontal [3]. | 21 |
| 1.6. | Ondas e Intervalos del ECG [4]. | 23 |
| 1.7. | Ruido y Artefactos Comunes en el ECG [5] | 24 |
| 1.8. | Prueba de esfuerzo de tapiz rodante | 25 |
| 1.9. | Artefactos Presentes en la Serie RR [6]. | 29 |
| 2.1. | Sistema de Anotación Semiautomático | 31 |
| 2.2. | Diagrama de bloques del cálculo de la Secuencia RR | 31 |
| 2.3. | Secuencias RR del registro ECG1629 | 32 |
| 2.4. | Interfaz de Anotación desplegando las secuencias RR para el registro ECG1629 | 33 |
| 2.5. | Anotación del canal de referencia | 34 |
| 2.6. | Anotación de la onda R sobre el canal de referencia . | 34 |
| 2.7. | Anotación latido-latido sobre el registro ECG1629 . . | 35 |
| 2.8. | Anotación definiendo intervalos sobre el registro ECG1629 | 36 |
| 2.9. | Algoritmo de Pan&Tompkins | 38 |
| 3.1. | Anotación de la onda R sobre el registro ECG349 . . | 43 |
| C.1. | Registro de DICARDIA cargado por la interfaz de anotación | 63 |

| | |
|---|----|
| C.2. Interfaz de anotación procesando la información de DICARDIA | 64 |
| C.3. Interfaz de Anotación procesando la información de DICARDIA | 65 |
| C.4. Validación del canal de referencia | 65 |
| C.5. Sistema proponiendo una anotación de la onda R por intervalos | 66 |
| C.6. Anotación latido-latido sobre un intervalo de interés. | 66 |
| C.7. Generación del Archivo de Anotación | 67 |
| | |
| D.1. Secuencias RR del registro ECG13 | 69 |
| D.2. Secuencias RR del registro ECG59 | 70 |
| D.3. Secuencias RR del registro ECG2029 | 71 |
| D.4. Secuencias RR del registro ECG1629 | 72 |
| D.5. Secuencias RR del registro ECG76 | 73 |
| D.6. Secuencias RR del registro ECG1729 | 74 |
| D.7. Secuencias RR del registro ECG15 | 75 |
| D.8. Secuencias RR del registro ECG632 | 76 |
| D.9. Secuencias RR del registro ECG664 | 77 |
| D.10. Secuencias RR del registro ECG662 | 78 |
| D.11. Secuencias RR del registro ECG1712 | 79 |
| D.12. Secuencias RR del registro ECG250 | 80 |
| D.13. Secuencias RR del registro ECG349 | 81 |
| D.14. Secuencias RR del registro ECG83 | 82 |

Índice de Tablas.

| | | |
|------|--|----|
| 3.1. | Anotación manual y automática de 15 registros de DICARDIA | 42 |
| 3.2. | Valores de Sensibilidad, Valor Predictivo Positivo, DER; sobre el registro ECG349 utilizando Pan&Tompkins | 44 |
| 3.3. | Valores de Sensibilidad, Valor Predictivo Positivo, DER; sobre el registro ECG349 utilizando Ondale- tas | 44 |
| 3.4. | Valores Promedio de la Sensibilidad, Valor Predictivo Positivo, DER; sobre los 15 registros de DICARDIA utilizando la Transformada de Ondaletas | 45 |
| 3.5. | Valores Promedio de la Sensibilidad, Valor Predictivo Positivo, DER; sobre los 15 registros de DICARDIA utilizando el detector de Pan&Tompkins | 45 |

Índice de Acrónimos

ECG: Electrocardiograma.

RR: Serie RR.

ADC: Convertidor Analógico-Digital.

GUI: Graphic User Interface.

AHA: American Heart Association.

VFC: Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca.

WT: Wavelet Transform.

DWT: Discrete Wavelet Transform.

NW: Number of Windows.

SDT: Standard Deviation Threshold.

Se: Sensibilidad.

P+: Valor Predictivo Positivo.

DER: Detection Error Rate.

VP: Verdaderos Positivos.

FP: Falsos Positivos.

FN: Falsos Negativos.

PPVC: Premature ventricular contraction.

Yo, *Juan Manuel Fajardo Reinoso*, autor de la tesis *"IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE ANOTACIÓN Y EVALUACIÓN DE LOS DETECTORES DE QRS: PANSTOMPKINS, BASADO EN LA TRANSFORMADA DE ONDALETAS SOBRE ELECTROCARDIOGRAMAS DE ESFUERZO"*, reconozco y acepto el derecho de la Universidad de Cuenca, en base al Art. 5 literal c) de su Reglamento de Propiedad Intelectual, de publicar este trabajo por cualquier medio conocido o por conocer, al ser este requisito para la obtención de mi título de *Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones*. El uso que la Universidad de Cuenca hiciere de este trabajo, no implicará afección alguna de mis derechos morales o patrimoniales como autor.

Cuenca, 13 de Octubre 2016.



Juan Manuel Fajardo Reinoso

C.I. 0105642896

Yo, *Juan Manuel Fajardo Reinoso*, autor de la tesis *"IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE ANOTACIÓN Y EVALUACIÓN DE LOS DETECTORES DE QRS: PANOTOMPKINS, BASADO EN LA TRANSFORMADA DE ONDALETAS SOBRE ELECTROCARDIOGRAMAS DE ESFUERZO"*, certifico que todas las ideas, opiniones, y contenidos expuestos en la presente investigación, son de exclusiva responsabilidad de sus autores.

Cuenca, 13 de Octubre 2016.



Juan Manuel Fajardo Reinoso
C.I. 0105642896

CERTIFICO

Que el presente proyecto de tesis: "IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE ANOTACIÓN Y EVALUACIÓN DE LOS DETECTORES DE QRS: PAN&TOMPKINS, BASADO EN LA TRANSFORMADA DE ONDALETAS SOBRE ELECTROCARDIOGRAMAS DE ESFUERZO" fue dirigido por mi persona.



Ing. Sara Wong, Ph.D

CERTIFICO

Que el presente proyecto de tesis: "IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE ANOTACIÓN Y EVALUACIÓN DE LOS DETECTORES DE QRS: PAN&TOMPKINS, BASADO EN LA TRANSFORMADA DE ONDALETAS SOBRE ELECTROCARDIOGRAMAS DE ESFUERZO" fue dirigido por mi persona.



Ing. Darwin Fabian Astudillo, Ph.D

Agradecimientos

Agradezco a mi madre que ha sido mi apoyo y ejemplo de vida enseñándome a no desfallecer y perseverar ante las adversidades, encaminándome y guiándome hasta esta meta cumplida. Gracias, todo esto te lo debo a ti.

A mi hermano Samuel que me ha apoyado y compartido conmigo en cada etapa de mi vida.

Elizabeth, gracias por compartir mi vida, mis logros y caídas, y por todo el apoyo que me has dado, este solo es uno de los tantos sueños proyectados.

A la Dra. Sara Wong por todo el apoyo brindado, quien con toda su dedicación y conocimientos sobre el tema, supo brindarme paciencia y disponibilidad en el desarrollo de este proyecto.

Al Dr. Dawin Fabian Astudillo por su asesoría a lo largo del proyecto que sirvió para establecer las bases correctas del mismo.

A mis amigos y compañeros por los momentos compartidos y el apoyo mutuo en cada faceta de la vida universitaria.

Dedicatoria

Este trabajo está dedicado a mis padres y en especial a mi madre por su apoyo y sacrificio incondicional, con la motivación constante a lo largo de mi educación has sido la promotora de mis sueños.

A mi novia Elizabeth que me alentó y motivó no desfallecer cuando las cosas fueron difíciles, esta tesis también es tuya.

A mi hermano Samuel por compartir cada momento de alegría y complicidad.

Juan Manuel Fajardo Reinoso.

UNIVERSIDAD DE CUENCA
desde 1867

Introducción

Hoy en día las enfermedades cardíacas son uno de los principales factores de muerte en el mundo. El análisis de este tipo de enfermedades generalmente empieza con el estudio de las señales electrocardiográficas, que no es nada más que el registro de la actividad eléctrica del corazón usando electrodos colocados en diferentes partes del cuerpo. El análisis de las señales ECG puede ser realizado de forma manual por un especialista, o de forma automática utilizando procesamiento digital de señales, donde los latidos suelen ser extraídos a partir de la detección del complejo QRS. Los equipos de monitoreo electrónicos realizan de forma implícita la detección QRS por lo que es deseable disponer de un detector automático y preciso.

La investigación desarrollada propone un sistema de anotación de señales electrocardiográficas de esfuerzo a partir de sus secuencias RR validadas de forma semiautomática en una GUI implementada en MATLAB. Haciendo uso de las series RR se guía al anotador experto para validar, rechazar o editar la anotación de la onda R sobre el canal de referencia que también es anotado. El proceso de anotación (encontrar los picos de cada onda QRS individual) ha sido implementado utilizando ventanas de búsqueda temporales al inicio y final del punto fiduciario QRS, pero debido a que por cada registro se tienen varios canales, el proceso de anotación puede ser largo y tedioso.

El sistema permite al usuario anotar las secuencias RR sobre intervalos de interés basados en la cantidad de artefactos de la señal. Posteriormente, el sistema genera un reporte basado en estándares de bases de datos electrocardiográficas de referencia. Finalmente, se evalúa el desempeño de los detectores de Pan&Tompkins y el basado en la transformada de ondaletas sobre la base de datos de ECG de esfuerzo anotada (DICARDIA).

En el capítulo I se presenta una breve descripción del electrocardiograma,

iniciando por la actividad eléctrica generada en el corazón, pasando por su adquisición, tipos de onda, ruido y registro ECG. También se describe el protocolo utilizado en el registro de una prueba de esfuerzo, y se detalla la base de datos de pruebas de esfuerzo de DICARDIA.

El capítulo II presenta la metodología utilizada, la cual está estructurada como sigue: i) implementación del Sistema de Anotación para registros electrocardiográficos de pruebas de esfuerzo: DICARDIA, ii) anotación de canales de referencia, iii) anotación por intervalos de interés o latido-latido sobre la serie RR del canal de referencia, iv) generación del archivo de anotación basado en estándares electrocardiográficos de referencia. Finalmente, se describen los detectores de QRS de Pan&Tompkins y el basado en la transformada de Ondaletas.

En el capítulo III se presentan los resultados obtenidos, los cuales incluyen los desempeños de los detectores de Pan&Tompkins y el basado en la transformada de ondaletas. Las medidas de desempeño utilizadas son Se y $P+$ sobre el 25 % de la base de datos de DICARDIA, aproximadamente 255432 latidos. Finalmente, en el capítulo IV se exponen las conclusiones de la investigación y el planteamiento de una serie de futuras investigaciones y mejoras tomando como base el presente estudio.

Los resultados del presente trabajo han sido aceptados para su publicación y presentación. Los mismos que pueden ser consultados en los Anexos A, B. En artículo del Anexo A, se anotaron 172025 latidos (15 % de DICARDIA) y calculó el desempeño del detector de Pan&Tompkins, el artículo fué aceptado para su publicación en Mascana 2016. En el artículo del anexo B, se evaluó el desempeño de los detectores de Pan&Tompkins y el detector basado en la transformada de ondaletas, sobre 31928 (25 % de DICARDIA) latidos anotados con el sistema desarrollado en la presente investigación.

Capítulo 1

Marco Teórico.

En esta sección se inicia mostrando los fundamentos fisiológicos que se necesitan para comprender la investigación. Posteriormente, se presentan la adquisición ECG y las bases de datos electrocardiográficas en Reposo: Physionet, y de pruebas de esfuerzo: DICARDIA. Finalmente, se describe la obtención de la serie RR y los diferentes tipos de ruido y artefactos electrocardiográficos.

1.1. El Electrocardiograma.

Hace aproximadamente 114 años Einthoven colocó electrodos en la parte izquierda y derecha de los hombros y a este registro lo denominó electrokardiograma EKG (del alemán Elektrokardiogramm) o ECG [7]. Un ECG es el registro (*grama*) de la actividad eléctrica (*electro*) que es generada por las células del corazón (*cardio*) y es obtenido por medio de un electrocardiógrafo.

Las células cardíacas en reposo se encuentran cargadas o polarizadas, cuando les llega un estímulo, el interior se hace positivo respecto al exterior y como respuesta tiene lugar su contracción, es decir se despolariza. Estos cambios en la actividad eléctrica recorren todo el corazón y se pueden captar con electrodos externos colocados sobre la piel, el registro de esa actividad eléctrica constituye un ECG [8].

1.1.1. Actividad Eléctrica del Corazón.

El corazón es un órgano muscular cuya función principal es la de bombear sangre a través de los vasos sanguíneos del sistema circulatorio, está constituido por cuatro cavidades: dos aurículas y dos ventrículos (Figura 1.1). La sangre llega

al corazón por las aurículas y sale impulsada por los ventrículos [9]. Con cada latido el corazón impulsa una cantidad (habitualmente, 60-90 ml) de esa sangre hacia los vasos sanguíneos (venas y arterias).

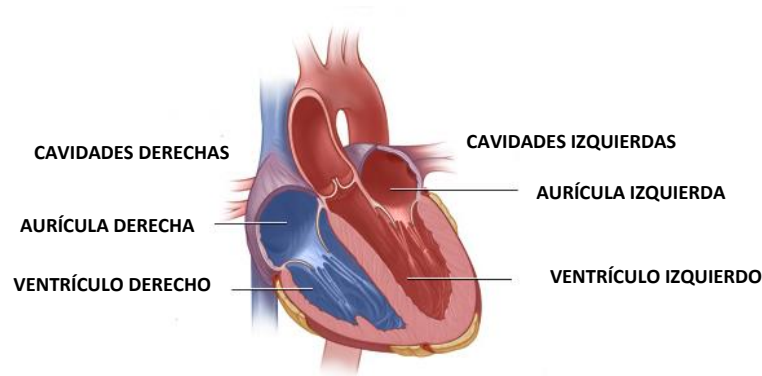


Figura 1.1: Cavidades, Aurículas y Ventrículos del Corazón

Son fundamentalmente los ventrículos los que se encargan del trabajo de impulsar la sangre. Las aurículas, en cambio, contribuyen al relleno óptimo de los ventrículos en cada latido. El movimiento de aurículas y ventrículos se hace de forma ordenada y coordinada, en un ciclo que se repite (ciclo cardíaco) con cada latido. El ciclo cardíaco está formado de dos fases llamadas diástole y sístole [10].

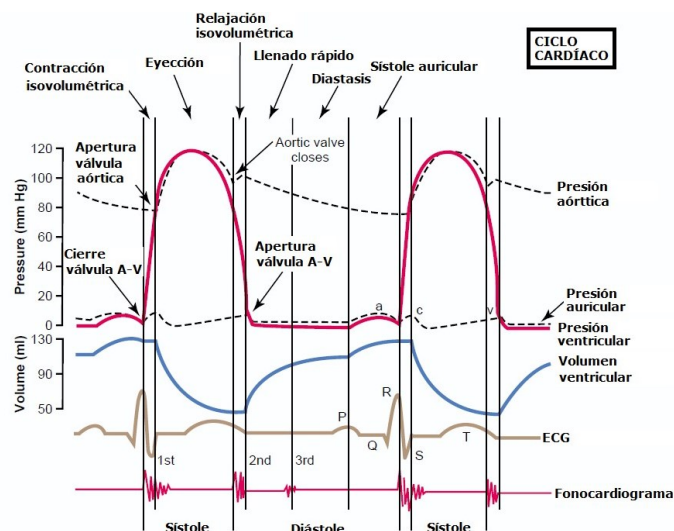


Figura 1.2: El Ciclo Cardíaco [1]

El nódulo sino-auricular genera cada cierto tiempo un potencial de acción espontáneo, este potencial es propagado por las aurículas desencadenando la llama-

da sístole auricular. Por otro lado, la diástole es el proceso en el cual los ventrículos están relajados y se están llenando de sangre que posteriormente tendrán que impulsar. El proceso del ciclo cardiaco se ilustran en la Figura 1.2.

1.1.2. Adquisición de la señal ECG.

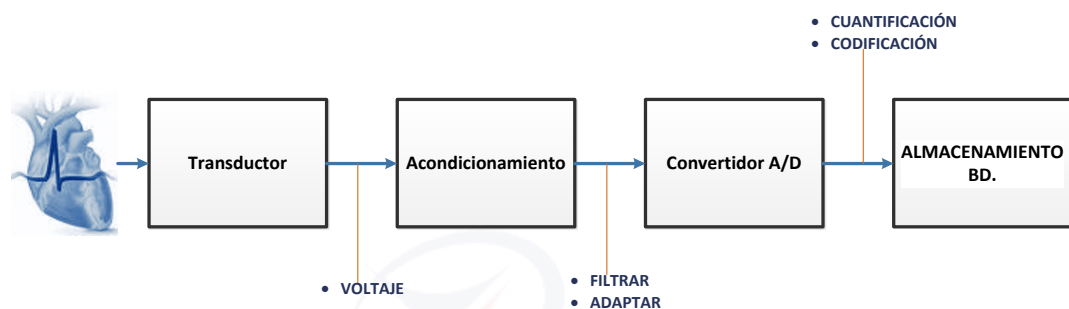


Figura 1.3: Sistema de adquisición de señales electrocardiográficas

La adquisición de la señal ECG es una etapa de elevada importancia puesto que la calidad del registro determinará en gran medida la capacidad de análisis del ECG. El proceso de adquisición se describe en la Figura 1.3.

Inicialmente, la información es entregada en forma de señales eléctricas por parte del transductor. Los transductores son los que captan y amplifican las señales bioeléctricas utilizando amplificadores operacionales. Posteriormente, esta señal analógica antes de pasar al ADC (*Convertidor Analógico-Digital*) debe ser acondicionada, esto significa cambiar la señal analógica al nivel de voltaje requerido, eliminar las señales indeseables, y limitar el espectro de interferencia del sensor [2]. El proceso de acondicionamiento de la señal también puede ser realizado por medio de una etapa de filtrado y promediado de la señal. Finalmente, la señal de salida digital se almacena en una base de datos o se procesa en tiempo real.

La AHA (*American Heart Asociation*) recomienda un ancho de banda entre 0,05 y 100 Hz. Eso implica, por el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon que las frecuencias de adquisición aceptables están por encima de 200 Hz. En la Figura 1.4 se puede ver la potencia espectral del complejo QRS, además del ruido muscular y artefactos presentes en el ECG.

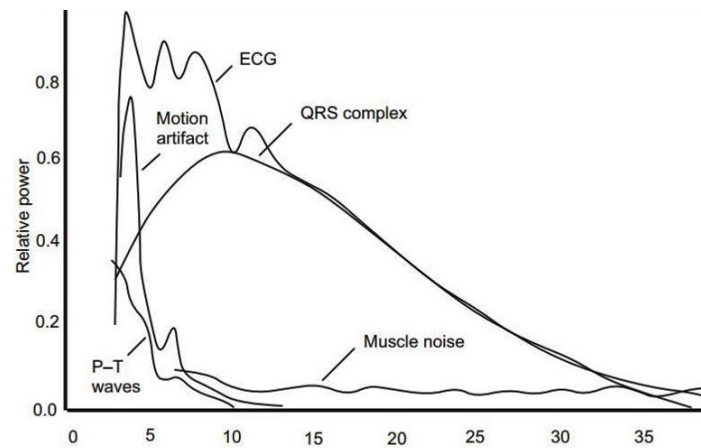


Figura 1.4: Espectro de Potencia del Complejo QRS, ondas P, T, Ruido muscular y Artefactos; basados en un promedio de 150 latidos [2]

1.1.3. Derivaciones Electrocardiográficas.

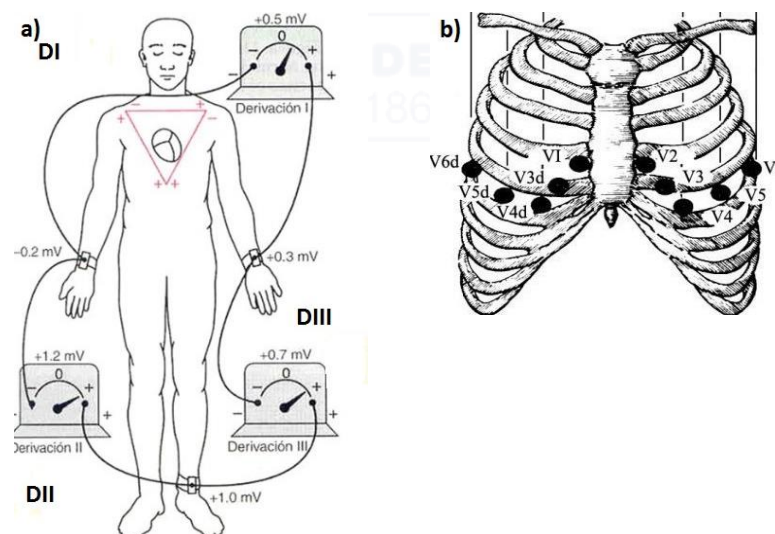


Figura 1.5: Derivaciones Electrocardiográficas. a)Plano Frontal. b)Plano Horizontal [3].

Las diferentes posiciones de los electrodos permiten resaltar características distintas del ECG, cada posición se conoce como derivación o canal. Las derivaciones de un ECG utilizan diferentes combinaciones de electrodos para medir distintas señales procedentes del corazón. En forma figurada, cada derivación es como una “fotografía” de la actividad eléctrica del corazón, tomada desde un ángulo diferente [11]. En la práctica clínica se utilizan un número estándar de doce. A continuación se da una breve descripción de las distintas derivaciones

electrocardiográficas utilizadas.

Derivaciones del Plano Frontal.

Este tipo de derivaciones registran la diferencia de potencial eléctrico que se produce entre dos puntos (bipolares). Para su registro se colocan electrodos, en el brazo derecho (Rigth), en el brazo izquierdo (Left), en el pie izquierdo (Foot) (Figura 1.5). Las derivaciones bipolares son 3 y se las denominó **D1**, **D2**, **D3** que son descritas a continuación [10].

- **D1.** Registra la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo (polo positivo) y el derecho (polo negativo).
- **D2.** Registra la diferencia de potencial que existe entre el brazo derecho y la pierna izquierda.
- **D3.** Registra la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo y la pierna izquierda.

Las derivaciones monopulares a diferencia de las bipolares registran el potencial total en un punto del cuerpo y se las denominó **aVR**, **aVL**, **aVF** donde el prefijo *a* significa aumentada.

Derivaciones del Plano Horizontal.

Las derivaciones del plano horizontal son utilizadas para añadir información al plano frontal, las más utilizadas son las precordiales monopulares, en las que el electrodo se coloca en distintos puntos del precordio (Figura 1.5). Las derivaciones precordiales son fundamentalmente 6 derivaciones que se explican a continuación [10].

- **V1:** intersección del 4° espacio intercostal derecho con el borde derecho del esternón.
- **V2:** intersección del 4° espacio intercostal izquierdo con el borde izquierdo del esternón.
- **V3:** a mitad de distancia entre V2 y V4.
- **V4:** intersección del 5° espacio intercostal izquierdo y la línea medioclavicular.

- **V5:** intersección del 5° espacio intercostal izquierdo y la línea axilar inferior.
- **V6:** intersección del 5° espacio intercostal izquierdo y la línea axilar media.

1.1.4. Morfología del ECG.

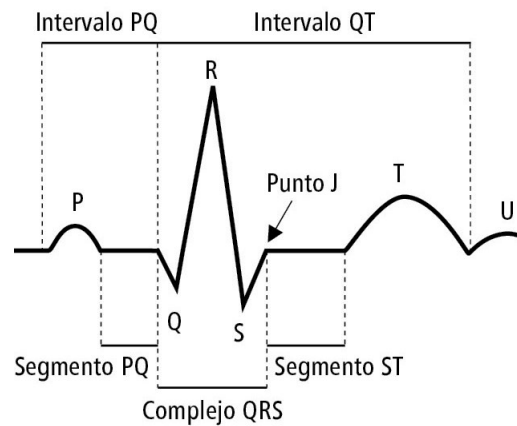


Figura 1.6: Ondas e Intervalos del ECG [4].

Los electrodos detectan las variaciones de potencial producido por la circulación del impulso eléctrico a través del corazón. Un ECG está compuesto de un conjunto de ondas como el complejo QRS (Figura 1.6), cuya duración normalmente está en el rango de 0.05 a 0.11s. El complejo QRS es medido desde el inicio de la onda Q, pasando por la onda R, hasta el final de la onda S [12].

1.2. Ruido y Artefactos Electrocardiográficos.

El registro de un electrocardiograma de acuerdo a los estándares establecidos es de vital importancia para una adecuada interpretación del mismo. Los artefactos electrocardiográficos o una mala colocación de los electrodos generan una mala interpretación del ECG resultando en un mal diagnóstico médico [13].

Los artefactos más comunes que se ocasionan, son los producidos por la actividad muscular, los originados por los movimientos respiratorios o pequeños movimientos del paciente, y los ocasionados por fuentes externas como es el caso de la corriente alterna (Figura 1.7) [14,15]. A continuación se presenta una breve descripción de los diferentes tipos de artefactos eléctricos y errores debidos a la

mala colocación de electrodos.

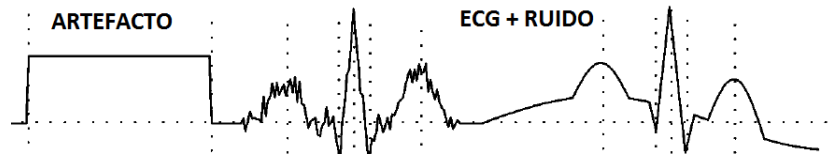


Figura 1.7: Ruido y Artefactos Comunes en el ECG [5]

1.2.1. Intercambio de Electrodos.

Aunque los patrones derivados de este tipo de errores dependen de las características del electrocardiograma basal, algunos de ellos pueden ser fácilmente identificables. Por ejemplo, la presencia de minúsculos voltajes en las derivaciones DI, DII o DIII implica siempre un desplazamiento del electrodo de tierra a miembros superiores [13].

1.2.2. Colocación Incorrecta de Electrodos Precordiales.

La colocación inadecuada de los electrodos precordiales es quizás el error más común a la hora de realizar un ECG de 12 derivaciones. El grado de inexactitud en la ubicación de los electrodos precordiales guarda relación con el profesional que realiza la técnica.

Este error puede ser debido a desplazamiento vertical, horizontal o intercambio entre electrodos de su lugar asignado. En los dos primeros casos la colocación incorrecta es más difícil de identificar que en el tercero donde una progresión anormal de la onda R revela el error técnico [13].

1.2.3. Artefactos que Simulan Arritmias en el ECG de 12 derivaciones.

Son numerosos los casos descritos sobre artefactos que simulan arritmias cardíacas. En general, las causas que los originan en la mayoría de las ocasiones están directamente relacionadas con el paciente como por ejemplo temblor, movimientos voluntarios durante el registro, y en otras ocasiones se deben a una inadecuada preparación del paciente. Un artefacto puede ser de fácil identificación si en alguna de las 12 derivaciones está presente el ritmo basal del paciente.

En otras ocasiones tendremos que observar con detalle la onda R [15].

1.3. El Electrocardiograma de Esfuerzo.

La prueba de esfuerzo también denominada prueba de esfuerzo físico, prueba de tolerancia al ejercicio, ergometría o ECG de esfuerzo; es un estudio no invasivo comúnmente utilizado para medir el efecto del ejercicio sobre el corazón, permitiendo identificar bloqueos en las arterias que la irrigan (arteriopatía coronaria), insuficiencia cardíaca o hipertensión arterial las cuales son perceptibles cuando se realiza ejercicio físico. Los métodos más utilizados para la realización de un ECG de esfuerzo son el cicloergómetro y el tapiz rodante [16].



Figura 1.8: Prueba de esfuerzo de tapiz rodante

El cicloergómetro o bicicleta ergométrica es una bicicleta estática, normalmente tiene una resistencia fija al pedaleo y un ritmo constante próximo a $50 - 60 \text{ ped}/\text{min}$. Por otro lado, el tapiz rodante es el método de prueba de esfuerzo más ampliamente utilizado y consiste en una cinta movida por motor eléctrico y sobre la que el paciente debe caminar a distintas velocidades y pendientes según el protocolo usado (Figura 1.8). La desventaja del tapiz rodante es que el trazado ECG puede contener artefactos debido a los movimientos [16].

1.3.1. Rutina de un ECG de Esfuerzo.

Una vez se inicia la prueba de esfuerzo se monitorizarán al menos tres derivaciones de modo continuo, realizándose un registro de las 12 derivaciones al final de la prueba. La monitorización continuará en la recuperación durante 3-5 min.



En cualquier caso, debe esperarse a que el paciente recupere su situación basal.

La frecuencia cardíaca y presión arterial en reposo, se registrarán en los mismos momentos en que se registre el ECG. La duración óptima de la prueba está estimada entre 6 y 12 min; un período mayor puede dificultar el registro de la prueba.

El protocolo más utilizado es el de Bruce sobre tapíz rodante por su relación con la cardiopatía isquémica, pero existen otros protocolos continuos, discontinuos, máximos, submáximos que pueden ser utilizados en la valoración de diferentes patologías.

1.4. Bases de Datos Electrocardiográficas.

Para medir el desempeño de los diferentes detectores es necesario comparar los resultados obtenidos con los resultados de otros autores. Es entonces que se requiere el uso de bases de datos que permitan dicha comparación.

1.4.1. Bases de Datos Electrocardiográficas de Reposo.

En portal de Physionet se encuentran disponibles para la comunidad científica bases de datos anotadas por especialistas, a continuación se describen las más comunmente utilizadas [17].

MIT-BIH Arrhythmia Database (MIT-BIH).

La base de MIT-BIH Arrhythmia Database (MIT-BIH) contiene 48 extractos de registros ECG ambulatorios de dos canales. Los registros tienen una duración de 30 min. cada uno y fueron digitalizados a una frecuencia de muestreo de 360 Hz. Dos cardiólogos anotaron de manera independiente la aparición de complejos QRS en cada registro y las diferencias fueron resueltas para generar las anotaciones contenidas en la base de datos [18].

St.-Petersburg Institute of Cardiological Technics 12-lead Arrhythmia Database (INCART).

Esta base de datos está compuesta por 75 registros obtenidos de grabaciones de Holter. Cada registro tiene 30 min. de duración y contiene las 12 derivaciones

estándar del ECG. La adquisición se realizó a una frecuencia de muestreo de 257 Hz. Las anotaciones presentes en esta base de datos fueron realizadas por un algoritmo automático y posteriormente fueron corregidas a mano; sin embargo, la posición de las anotaciones no fue corregida, por lo que algunas no están alineadas con el pico R [19].

1.4.2. Bases de Datos de Esfuerzo: DICARDIA

La base de datos DICARDIA fue registrada en el Hospital Universitario de Caracas, y contiene 65 datos clínicos y registros de ECG de 65 sujetos, 54 sujetos con diabetes mellitus tipo II y 11 sujetos sin evidencia de Diabetes o enfermedad Cardiovascular. DICARDIA es multiparamétrica contiene además del ECG, datos demográficos y clínicos, parámetros de laboratorio clínico y la evaluación de la prueba de esfuerzo realizada por cardiólogos expertos [20]. La base de datos está dividida en tres subgrupos:

- Diabéticos con Complicaciones Cardíacas: 51 Sujetos de 57 ± 10 años de edad y peso 73 ± 15 Kg.
- Diabéticos sin Complicaciones Cardíacas: 3 Sujetos de 49 ± 12 años de edad y peso 79 ± 8 Kg.
- Grupo Control: 11 Sujetos de 50 ± 6 años de edad y peso 81 ± 20 Kg.

Los sujetos fueron sometidos a una prueba de esfuerzo, siguiendo el protocolo de Bruce a la que se añadió una etapa de calentamiento de tres minutos. La prueba comenzó con una velocidad de 1,7 kilómetros por hora y pendiente de 0° y terminó con una velocidad de 6 mph y una pendiente de 22° .

En total fueron 7 etapas, con una duración de 3 minutos cada una. Para un sujeto no capacitado la duración promedio de la prueba es de 20 minutos, esto significa que la mayoría de los sujetos finalizaron la prueba entre las etapas 3 y 5.

Las señales se digitalizaron a una velocidad de muestreo de 500 Hz, 12 bits de resolución, y un rango dinámico de ± 5 mV. Estas señales se encuentran disponibles en el portal GBBAnet [21].

La adquisición de las señales de DICARDIA fueron obtenidas mediante el sistema de prueba de esfuerzo *ERGOCID AT PLUS*. Este es un equipo que permite la obtención de 12 derivaciones de ECG ($F_s = 500$), además del análisis de volumen respiratorio, entre otras funciones. Este sistema se utilizó para recopilar 8 derivaciones del ECG durante la prueba de esfuerzo. Las derivaciones que se presentan en las bases de datos de DICARDIA son: **DI, DII, V1, V2, V3, V4, V5 y V6** a los que se les ha denominado como: **Canal 1-Canal 8** respectivamente. Los registros de DICARDIA no poseen un procesamiento previo, por lo cual, se dispone en el portal GBBAnet de diferentes herramientas para lectura y el procesamiento de estas señales. Posteriormente, la base de datos DICARDIA será utilizada en el desarrollo y evaluación del sistema de anotación realizado en la presente investigación.

1.4.3. Serie RR

La secuencia RR formalmente representa el intervalo temporal entre dos latidos consecutivos, medido entre los picos de las dos ondas R. El análisis de la secuencia RR permite detectar modificaciones del ritmo no vistas por los procedimientos de análisis convencionales, siendo fundamental para el estudio de la VFC (Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca), así como para el establecimiento de las distintas representaciones de la señal de VFC [22].

Los artefactos en el ECG tienen causas fisiológicas (ej. latidos ectópicos, cambios de morfología de ondas) y técnicas (ej. movimientos del sujeto, interferencias, ruido en amplificadores). Los artefactos en una prueba de esfuerzo surgen de las perturbaciones mecánicas del conjunto piel-electrodos, debidas al movimiento del paciente, siendo los que más afectan la interpretación de un ECG [23].

En la serie RR, se distinguen dos tipos básicos de artefactos: los falsos positivos y los falsos negativos (Figura 1.9). Un falso positivo se produce cuando se ha detectado una onda R inexistente, mientras que aparece un falso negativo cuando se ha omitido la detección de una onda R. La presencia de artefactos produce valores extremos en la serie temporal [6].

Al aplicar la función de Matlab *diff* a la secuencia obtenida mediante Pan&Tompkins se obtiene la secuencia RR. Debido a ruido o errores en la detección, en la secuencia RR se observan artefactos. Posteriormente se realizará una anotación del

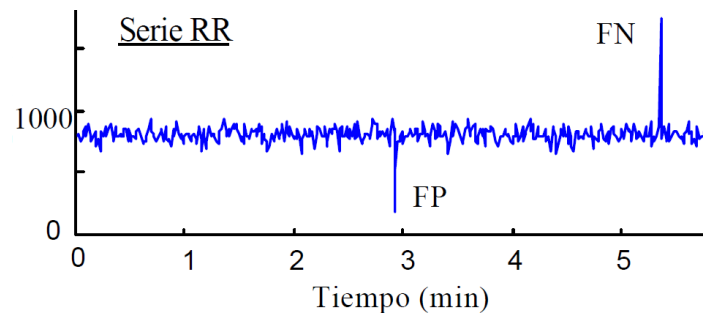


Figura 1.9: Artefactos Presentes en la Serie RR [6].

canal de referencia basándose en la cantidad de artefactos presentes en la serie RR y se definirán formalmente los falsos positivos, falsos negativos, etc.



Capítulo 2

Metodología.

El presente capítulo aborda la metodología utilizada para el desarrollo del sistema de anotación, y los algoritmos de detección de QRS para la construcción de las secuencias RR. El sistema está estructurado como sigue: (i) se describe la generación de la secuencia RR; (ii) se propone un canal de referencia basado en medidas estadísticas; (iii) se valida y anota el canal de referencia (por intervalos de anotación, latido a latido); (iv) se genera un reporte (archivo de anotación).

En el capítulo III se evalúa el desempeño de los detectores de QRS utilizando las señales anotadas obtenidas en este capítulo. El sistema está desarrollado en una GUI implementada en Matlab. En la Figura 2.1 se presenta de manera general el proceso del sistema de anotación semiautomático para un registro de DICARDIA.

2.1. Sistema de Anotación.

2.1.1. Obtención de la secuencia RR.

La serie RR viene dada por la diferencia entre las ondas R en el tiempo, formalmente es la oscilación del intervalo entre latidos consecutivos. La detección de los picos QRS fue realizada usando el detector de Pan&Tompkins [24], disponible en GBBANet [21]. Se obtuvieron las 8 señales RR correspondientes a las derivaciones electrocardiográficas para los 65 registros. En la Figura 2.2 se describe el proceso de obtención de la secuencia RR.

Inicialmente, los valores almacenados de la lectura de un registro ECG (8 canales) se utilizan para realizar una detección Pan&Tompkins multicanal. Luego,

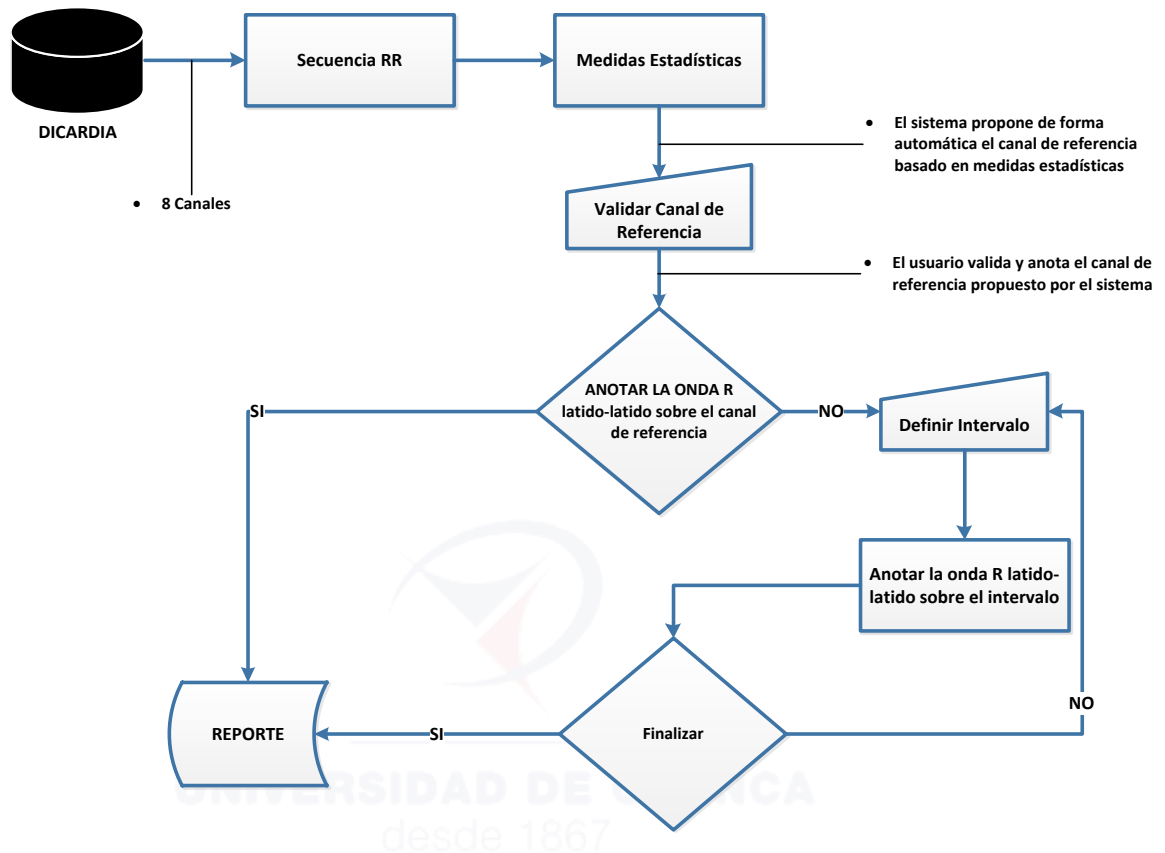


Figura 2.1: Sistema de Anotación Semiautomático

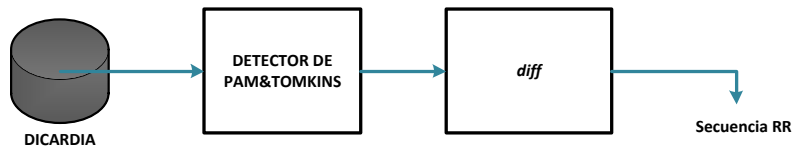


Figura 2.2: Diagrama de bloques del cálculo de la Secuencia RR

la secuencia RR simplemente se obtiene como la diferencia de dos latidos consecutivos utilizando la función de Matlab *diff*. En la Figura 2.3 se muestran las secuencias RR obtenidas para el registro ECG1629.

2.1.2. Canal de Referencia.

En esta etapa se selecciona una señal de referencia (mejor canal), para lo cual se realiza una inspección visual de las secuencias RR de cada registro. Se despliega en la pantalla las ocho series RR en la interfaz GUI. El sistema propone uno o varios canales de referencia al anotado, y el anotador valida las señales. En la Figura 2.4 se puede visualizar la interfaz, en la parte superior se visualizan las series RR.

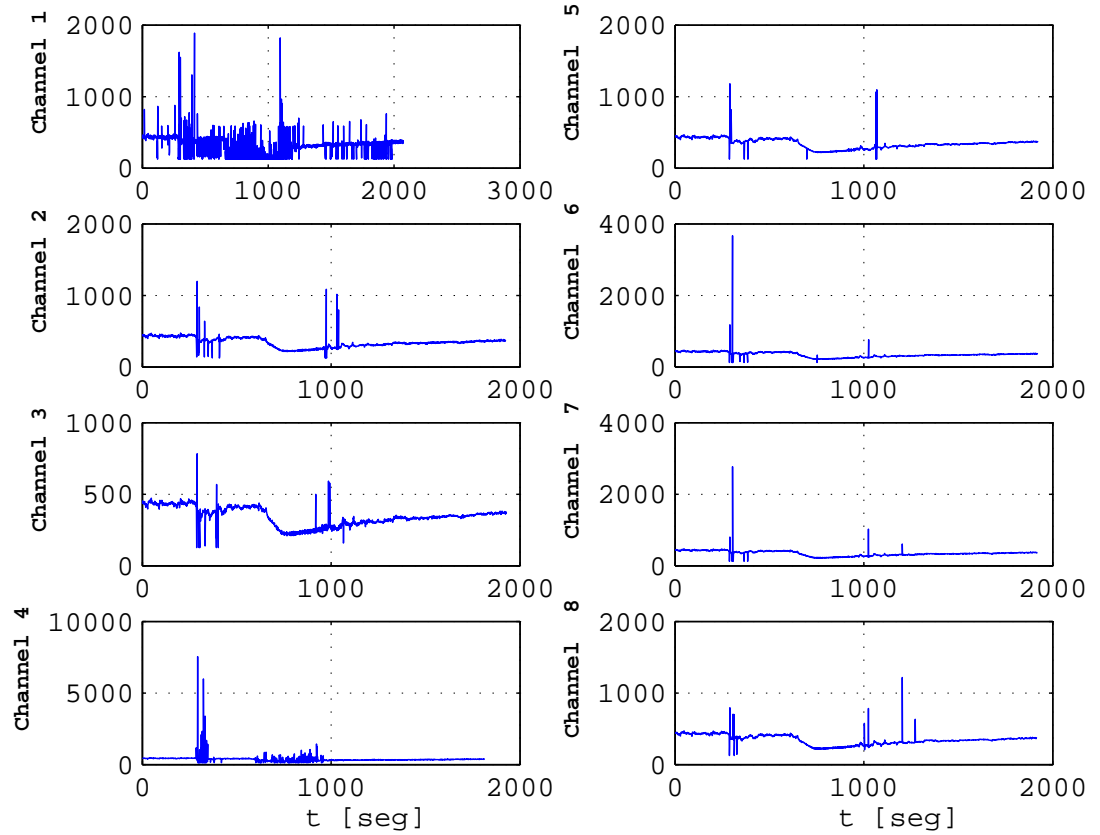


Figura 2.3: Secuencias RR del registro ECG1629

Las series graficadas en color rojo corresponden a las señales de referencia propuestas por el sistema, estas señales fueron anotadas como 1; en la parte izquierda el usuario selecciona y valida de forma manual la señal de referencia utilizando una clasificación multiestado [25]. En este punto es importante tomar en cuenta la cantidad de ruido observado y la cantidad de artefactos presentes en cada canal, la selección del canal/canales de referencia es un proceso puramente visual y depende del criterio del especialista para realizar la clasificación.

El método utilizado, para proponer el canal de referencia se basa en la metodología propuesta por Astudillo [26]. Consiste en dividir la secuencia RR de cada canal en ventanas temporales **NW** (*Number of Windows*) y seleccionar el canal de referencia basándose en medidas estadísticas. Se estima la desviación estándar de cada ventana. Se aplican tres umbrales **T1, T2, T3** basados en la máxima desviación estándar **SDT** (Standar Desviation Threshoud) aceptable para cada

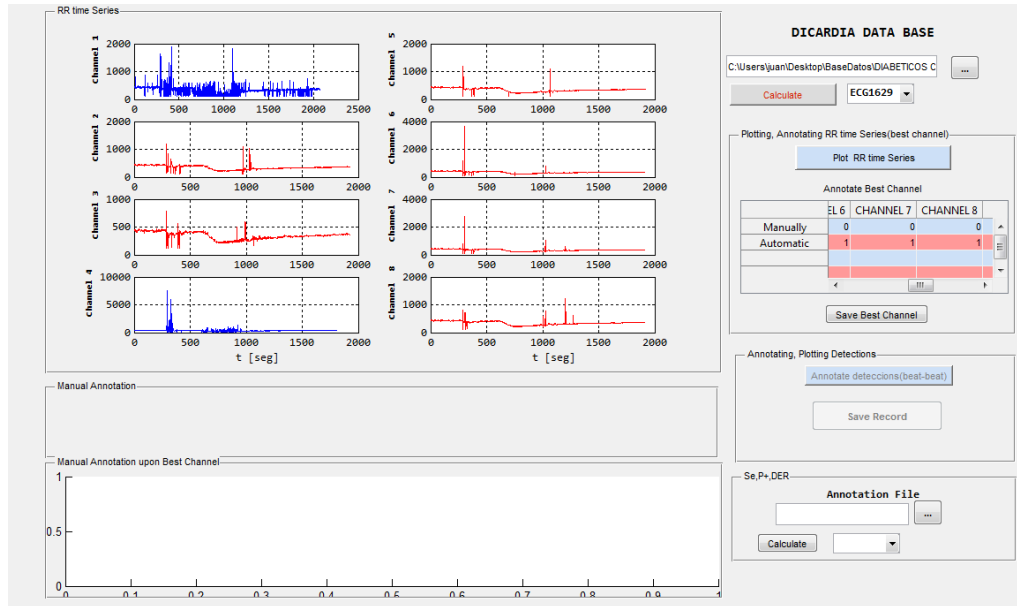


Figura 2.4: Interfaz de Anotación desplegando las secuencias RR para el registro ECG1629

ventana, y se realiza un conteo de las ventanas en las cuales no se cumple el umbral establecido como se describe en el diagrama de la Figura 2.5. La clasificación se realiza mediante el porcentaje de ventanas $\%NW$ que sobrepasan el umbral establecido en cuatro clases descritas anteriormente:

- **Canal de referencia:** corresponde a una serie RR con muy pocos artefactos. Para la clasificación automática, se tiene este canal cuando $\%NW < T1$.
- **Canal de Alta Calidad:** corresponde a una serie RR con un poco más de artefactos que el canal de referencia, pero que puede ser usado bajo un preprocesamiento previo. Para la clasificación automática, se tiene este canal cuando $NW < T2$.
- **Canal de Baja Calidad:** Esta señal contiene gran cantidad de artefactos y su uso puede limitarse solo a ciertos intervalos. Para la clasificación automática, se tiene este canal cuando $\%NW < T3$.
- **Canal inservible:** Representa una serie RR con gran cantidad de artefactos, de la cual es imposible extraer información útil. Para la clasificación automática, se tiene este canal cuando $\%NW \geq T3$.

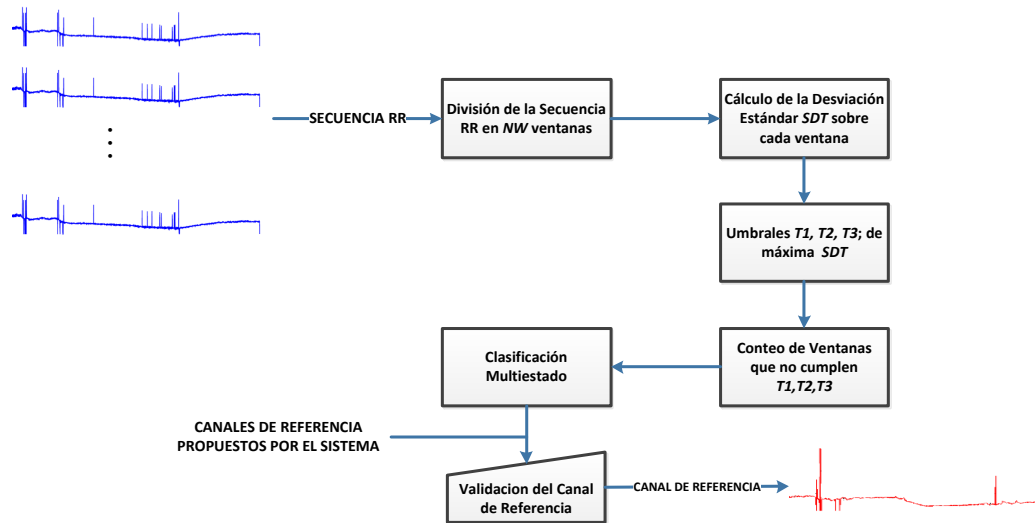


Figura 2.5: Anotación del canal de referencia

2.1.3. Anotación de la onda R sobre el canal de Referencia.

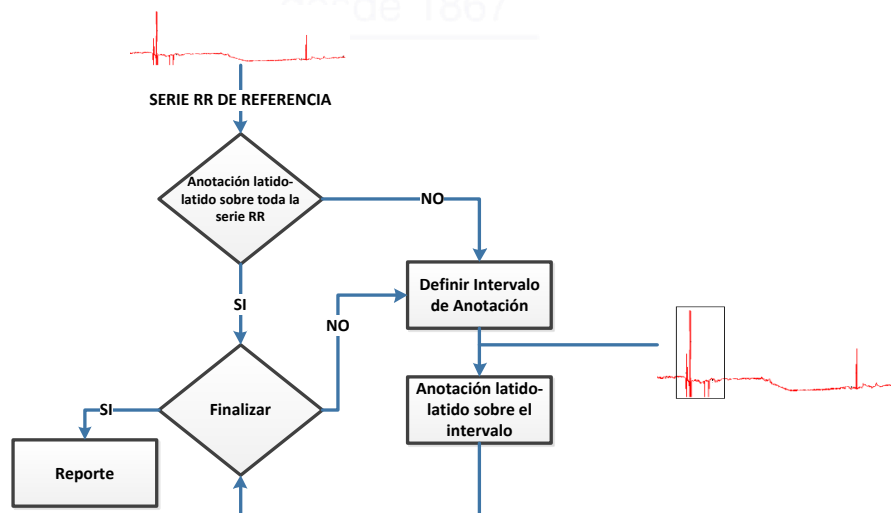


Figura 2.6: Anotación de la onda R sobre el canal de referencia

Una vez que el sistema ha seleccionado el canal de referencia, el usuario nuevamente realiza una inspección visual de la señal y decide si es necesario realizar una anotación manual latido-latido sobre toda la señal, o se define intervalos de anotación tomando como acertadas las anotaciones realizadas por el detector de QRS. En la Figura 2.6 se muestra el proceso.

Anotación latido-latido sobre todo el canal de Referencia.

Si las secuencias RR son de Baja Calidad o contienen muchos artefactos que dificultan la anotación QRS del detector, la anotación manual se realiza latido-latido utilizando ventanas temporales de 1seg. El anotador se desplaza con la ventana temporal sobre la serie RR obtenida de inicio a fin, analizando la naturaleza del latido y/o utilizando las detecciones QRS como referencia.

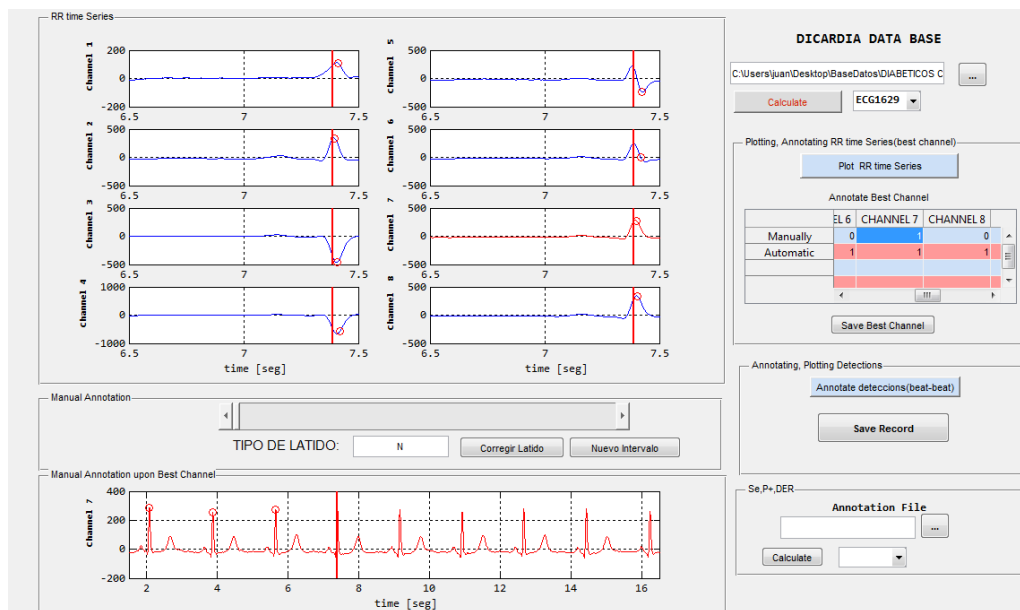


Figura 2.7: Anotación latido-latido sobre el registro ECG1629

El tamaño de la ventana de 1 seg fué seleccionado de tal forma que se capture un latido. En la Figura 2.7 se muestra la interfaz para esta opción, se presentan 8 ventanas de 1 seg correspondientes a los latidos de cada derivación, en esta ventana también se puede visualizar las marcas de detección utilizadas como referencia; en la ventana inferior se presenta 15 seg de la señal electrocardiográfica de referencia que se utiliza para dar un seguimiento a las anotaciones realizadas.

Anotación latido-latido sobre intervalos de interés.

Al disponer de una secuencia RR de referencia con pocos artefactos (Referencia o Alta calidad). El usuario revisa de forma rápida la serie. Puede revisar algunos puntos al azar y/o ir directamente a los puntos de la serie donde se observan discontinuidades determinando si se trata de artefactos, latidos ectópicos

o no detecciones (Figura 2.6).

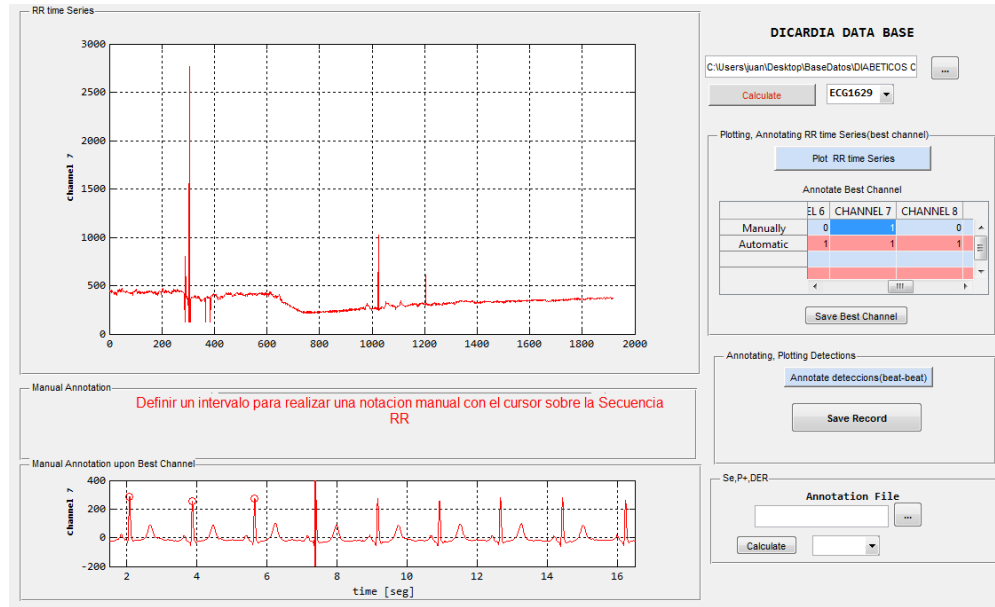


Figura 2.8: Anotación definiendo intervalos sobre el registro ECG1629

El usuario se desplaza con el cursor sobre la serie RR capturando un intervalo de interés para posteriormente realizar la anotación manual latido a latido indicada en el punto anterior. Al definir un intervalo, lo que se hace es dividir la serie RR en una ventana del tamaño del intervalo. Las detecciones que se encuentran fuera del intervalo, son completadas utilizando las detecciones QRS automáticas definidas en el punto anterior.

En la parte superior de la Figura 2.8 se puede ver que existen intervalos donde la señal contiene artefactos, el usuario simplemente se desplaza con el cursor definiendo los intervalos donde se realizará la anotación latido-latido sobre ventanas temporales.

2.1.4. Reporte

El proceso de anotación de una señal finaliza generando un archivo de anotación bajo el formato estándar usado por el toolkit de physionet [27]. Este archivo contiene la información necesaria para evaluar la señal ECG. La estructura del archivo generado contiene dos partes:

- Los instantes de detección de la onda R.

- Y la anotación de cada latido, utilizando tres códigos de anotación de latidos: Normal (N), Ectópico (V , *PPVC Premature ventricular contraction*), Otros (O).

2.2. Detección QRS

La detección del complejo QRS es fundamental ya que generalmente es la componente de mayor amplitud y es la parte más distintiva del electrocardiograma. Una rutina de detección QRS normalmente inicia a partir de la detección del pico de la onda R, posteriormente se realiza una búsqueda hacia atrás y hacia adelante para encontrar las otras componentes que son la onda P, la onda T, y algunas veces la onda U [28].

El detector de complejo QRS es también un detector de latidos y es útil para obtener la medida del intervalo RR por medio de la diferencia de las ondas R consecutivas, con la cual se realizan los análisis de variabilidad del ritmo cardíaco y que sirven para la detección de arritmias. En la presente sección se presenta los algoritmos utilizados en la investigación: el clásico Pan&Tompkins y el basado en la transformada de Ondaletas.

2.2.1. Pan&Tompkins

El algoritmo de Pan&Tompkins utiliza una serie de filtros digitales que permiten extraer información de pendiente y energía de la forma de onda. El detector Pan&Tompkins utilizado se basa en amplitud, análisis de pendiente y ancho de los picos para la detección de QRS.

En primer lugar, la señal ECG es filtrada para eliminar el ruido de línea base y los ruidos de alta frecuencia, seguidamente se deriva la señal obtenida, utilizando un filtro de 5 puntos, para obtener información de la pendiente, y finalmente se utiliza una función cuadrática para realizar una amplificación no lineal y una integración en una ventana de 150 ms, obteniendo más información sobre la pendiente; por último se utiliza un umbral adaptativo para encontrar la secuencia QRS (Figura 2.9) [24].

El algoritmo está disponible para la comunidad en el portal de GBBA-USB [21]. La función descrita utiliza un algoritmo Pan&Tompkins modificado que uti-

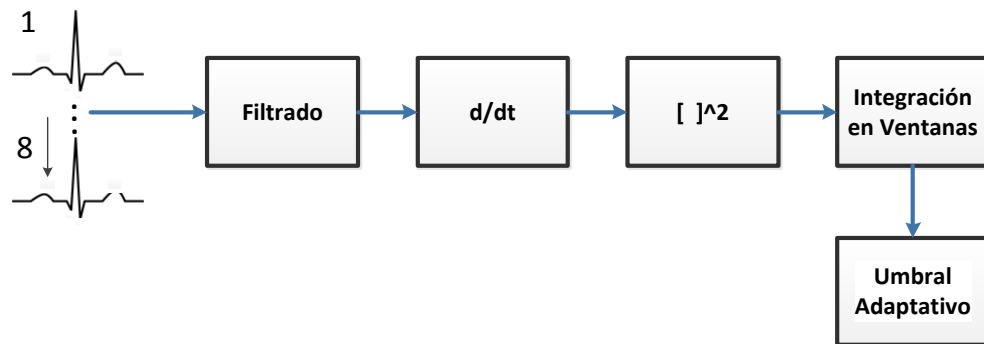


Figura 2.9: Algoritmo de Pan&Tompkins

liza un análisis multicanal para cada una de las derivaciones de DICARDIA.

Filtrado pasa banda.

El filtro pasa-banda está compuesto de un filtro filtro paso-alto y un paso-bajo. El fitro paso-bajo tiene la tarea de filtrar las componentes de alta frecuencia y el filtro paso-alto filtra el *drift* de línea base en la señal ECG.

Derivador.

La etapa de diferenciación es utilizada para ampliar las componentes de la onda R, y suprimir las bajas frecuencias de las ondas P y T. Se amplifican y realzan los picos de la señal. En esta etapa se utiliza un diferenciador de orden 5.

Transformada no lineal.

La amplificación no lineal de esta función acentúa aún más las pendientes elevadas que se pueden observar en los complejos QRS.

Ventana deslizante.

Para obtener información adicional a la pendiente de una señal se utiliza una ventana de mediana móvil .

Umbral Adaptativo.

Finalmente se establece un umbral adaptativo para detectar la ocurrencia de complejos QRS y la extracción puede ser visualizada.

2.2.2. Algoritmo Basado en la Transformada de Ondaletas.

La transformada de ondaletas WT (*Wavelet Transform*) es eficiente para el análisis local de señales no estacionarias ya que mapea la señal en una representación de tiempo-escala. El algoritmo utilizado se aplica directamente sobre la señal digitalizada sin ninguna etapa de pre filtrado. El pre filtrado se encuentra implícito en el cálculo de la transformada discreta de ondaletas DWT (*Discrete Wavelet Transform*) haciendo el sistema robusto. De acuerdo al espectro de las señales ECG, la energía de las señales se encuentra en las escalas de 2^1 a 2^5 . Para escalas mayores a 2^5 las componentes de energía espectral son nulas. Basada en la información de máximos y mínimos locales a diferentes escalas, el algoritmo detecta inicialmente el complejo QRS, posteriormente identifica sus ondas (Q, R, S,) y finalmente, anota y detecta la onda P y la onda T. Para esta investigación únicamente interesa el cálculo de la onda R.

Los complejos QRS se detectan usando un algoritmo basado en el enfoque multiescala. Este algoritmo busca a través de las escalas las *líneas del módulo máximo* superiores a algunos umbrales en las escalas 2^1 a 2^5 . Después de rechazar todas las líneas máximas aisladas y redundantes, el paso por cero de la WT a escala 2^1 entre un par máximo positivo y un mínimo negativo se marca como un QRS [5].

El algoritmo no está restringido únicamente a la búsqueda de la onda R permitiendo la detección de ondas negativas. Una vez calculada la posición del complejo QRS el algoritmo utiliza reglas de decisión y umbrales para calcular las ondas individuales. En la presente investigación se hizo unas ligeras modificaciones a fin de poder obtener una anotación multicanal del complejo QRS en los registros de DICARDIA.

2.2.3. Evaluación de Desempeño

Guardando un registro de las detecciones automáticas realizadas por el detector de Pan&Tompkins y el basado en la transformada de ondaletas sobre cada canal, fue posible compararlas con las anotaciones realizadas utilizando la interfaz de anotación, los indicadores utilizados fueron:

Verdaderos Positivos: son los latidos detectados correctamente, la suma de

los verdaderos positivos es denominada **VP**.

Falsos Positivos: son las detecciones señaladas donde no existe una anotación latido-latido. Este es el indicador de las falsas alarmas. La suma de todos los falsos positivos es denominada **FP**.

Falsos Negativos: son los complejos QRS que no fueron detectados por el algoritmo. Los falsos negativos son llamados **FN**.

Dado que un complejo QRS dura un máximo de 110 ms, una detección se consideró como verdadero positivo si estaba localizada a una distancia menor de 150 ms de alguna anotación, con estas consideraciones y los indicadores presentados anteriormente se calculan 3 medidas de desempeño que caracterizan a los detectores [29].

La sensibilidad **Se**, calculada con la Ecuación 2.1, mide la capacidad del detector de reconocer un evento, por otro lado; el valor predictivo positivo **P+** mostrado en la Ecuación 2.2, mide la capacidad del detector de generar detecciones acertadas. Finalmente, la ecuación del **DER** (*detection error rate*), es una medida de las detecciones realizadas por el detector. Estos tres valores fueron calculados sobre los 8 canales de los 15 registros, en el capítulo siguiente se muestran los resultados obtenidos.

$$S_e = \left(\frac{VP}{VP + FN} \right) * 100 \quad (2.1)$$

$$P_+ = \left(\frac{VP}{VP + FP} \right) * 100 \quad (2.2)$$

$$DER = \left(\frac{FP + FN}{VP + FN} \right) * 100 \quad (2.3)$$

Capítulo 3

Resultados

En el presente capítulo se muestran los resultados de aplicar la metodología descrita en el Capítulo II, y se discuten los resultados obtenidos presentando el desempeño de los dos detectores utilizados sobre los 15 registros anotados. En la primera sección se presentan los resultados y la configuración de los diferentes parámetros en la anotación semiautomática del mejor canal (canal de referencia). Posteriormente se muestra gráficamente los resultados de anotar por intervalos la señal de referencia. Finalmente, se evalúa el desempeño de los detectores de Pan&Tompkins, y el basado en la transformada de ondaletas utilizando un enfoque multicanal y las ecuaciones presentadas en el Capítulo II.

3.1. Canal de Referencia

El mejor canal ha sido obtenido utilizando la metodología propuesta por Astudillo [26] y validada de forma visual por el anotador. Las anotaciones automáticas calculadas por el sistema, utilizaron como parámetros lo siguiente: número de ventanas ($NW=20$), desviación estándar ($SDT=14$) y los valores de $T1$, $T2$ y $T3$ corresponden a **30 %**, **40 %** y **50 %** respectivamente.

En número de canales anotados de forma automática-manual fue de 120, en la Tabla 3.1 se presentan los mejores canales junto con su validación (Anotación Manual).

De los resultados obtenidos se puede visualizar que en la mayoría de los casos el canal 7 y 8 son anotados como 1 por el sistema. Además, cabe destacar que la anotación manual se llevó a cabo solamente considerando una escala de decisión mono estado para designar al mejor canal, ya que la anotación del resto de canales

Tabla 3.1: Anotación manual y automática de 15 registros de DICARDIA

| REGISTRO | TIPO DE CLASIFICACIÓN | CANAL | | | | | | | |
|----------|-----------------------|-------|---|---|---|---|---|---|---|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 |
| ECG13 | Automática | 4 | 1 | 1 | 1 | 1 | 4 | 4 | 1 |
| | Manual | | | 1 | | | | | |
| ECG59 | Automática | 4 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | Manual | | | | | | 1 | | |
| ECG76 | Automática | 4 | 1 | 4 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | Manual | | 1 | | | | | | |
| ECG83 | Automática | 4 | 1 | 4 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | Manual | | 1 | | | | | | |
| ECG662 | Automática | 3 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | Manual | | | | | | 1 | | |
| ECG664 | Automática | 4 | 4 | 4 | 4 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | Manual | | | | | | | | 1 |
| ECG1629 | Automática | 4 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | Manual | | | | | | | 1 | |
| ECG1729 | Automática | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 |
| | Manual | | | 1 | | | | | |
| ECG2029 | Automática | 4 | 3 | 4 | 3 | 4 | 4 | 2 | 2 |
| | Manual | | | | | | | 1 | |
| ECG632 | Automática | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | Manual | | | | | | | | 1 |
| ECG676 | Automática | 4 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | Manual | | | | | | | | 1 |
| ECG15 | Automática | 3 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | Manual | | | | | | | 1 | |
| ECG1712 | Automática | 4 | 1 | 4 | 1 | 3 | 1 | 1 | 1 |
| | Manual | | | | | | | | 1 |
| ECG250 | Automática | 4 | 1 | 4 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | Manual | | | | | | | | 1 |
| ECG349 | Automática | 4 | 1 | 4 | 2 | 4 | 1 | 1 | 1 |
| | Manual | | 1 | | | | | | |

es irrelevante para la presente investigación.

3.2. Anotación de la onda R sobre el canal de referencia

Debido a lo extenso y tedioso que puede llegar a ser el proceso de anotación de la onda R sobre un canal de referencia, y debido a la cantidad de artefactos y ruido presente en la señal, en todos los casos se definieron intervalos de anotación para corregir las marcas de la onda R más relevantes y se completó el resto de las marcas con las dejadas por el detector de Pan&Tompkins.

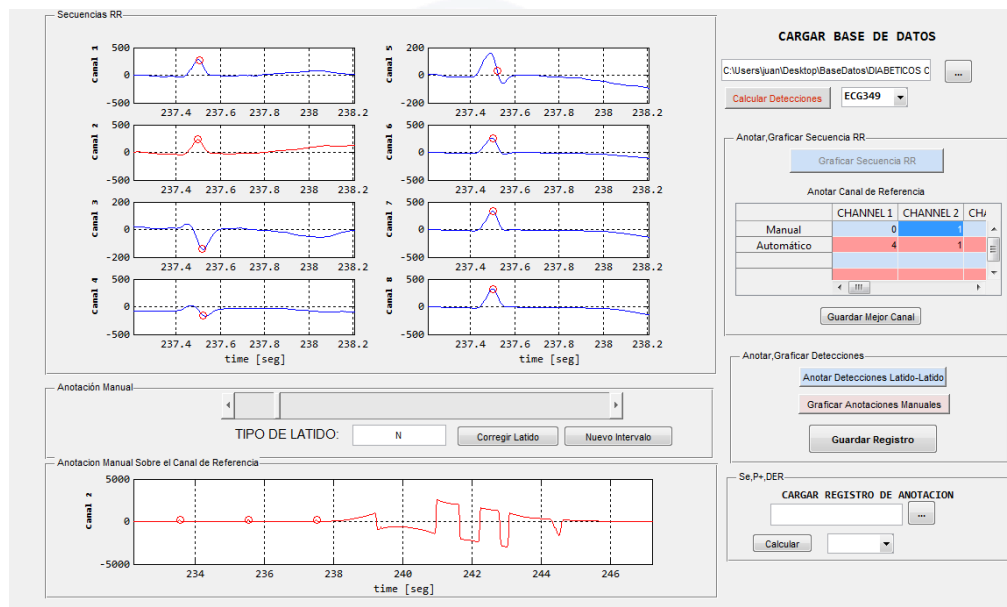


Figura 3.1: Anotación de la onda R sobre el registro ECG349

En la parte superior de la Figura 3.1 se puede ver la interfaz donde se van anotando las ondas R sobre el canal de referencia utilizando las marcas dejadas por el detector de Pan&Tompkins, en la parte inferior se puede visualizar la presencia de artefactos, por lo que se ha definido un intervalo de anotación en 220-250 segundos. En la siguiente sección, se evalúa el desempeño de los detectores comparados con los archivos de anotación generados por el sistema.

Tabla 3.2: Valores de Sensibilidad, Valor Predictivo Positivo, DER; sobre el registro ECG349 utilizando Pan&Tompkins

| CANAL: | Pan&Tompkins | | | | | | | | TOTAL: |
|----------|--------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|--------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | |
| Se | 89.67 | 99.73 | 83.26 | 96.29 | 71.72 | 98.82 | 98.91 | 99.34 | 92.22 |
| P+ | 78.94 | 99.13 | 91.65 | 97.18 | 81.12 | 96.84 | 98.31 | 98.57 | 92.72 |
| DER | 34.24 | 1.13 | 24.31 | 6.49 | 44.96 | 4.40 | 2.78 | 2.09 | 15.05 |
| #VP | 2058 | 2289 | 1911 | 2210 | 1646 | 2268 | 2270 | 2280 | 16932 |
| #FN | 237 | 6 | 384 | 85 | 649 | 27 | 25 | 15 | 1428 |
| #FP | 549 | 20 | 174 | 64 | 383 | 74 | 39 | 33 | 1357 |
| #LATIDOS | 2603 | 2304 | 209 | 2268 | 2023 | 2336 | 2303 | 2307 | 18223 |

Tabla 3.3: Valores de Sensibilidad, Valor Predictivo Positivo, DER; sobre el registro ECG349 utilizando Ondaletas

| CANAL: | Ondaletas | | | | | | | | TOTAL: |
|----------|-----------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|--------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | |
| Se | 90.54 | 99.82 | 89.93 | 97.95 | 65.75 | 98.6 | 98.43 | 99.34 | 92.55 |
| P+ | 89.53 | 98.53 | 98.87 | 98.59 | 92.23 | 98.43 | 98.90 | 98.87 | 96.38 |
| DER | 20.04 | 1.30 | 14.20 | 3.44 | 39.78 | 2.91 | 2.67 | 1.78 | 10.76 |
| #VP | 2078 | 2291 | 2064 | 2248 | 1509 | 2264 | 2259 | 2280 | 16993 |
| #FN | 217 | 4 | 231 | 47 | 768 | 31 | 36 | 15 | 1367 |
| #FP | 243 | 26 | 95 | 32 | 127 | 36 | 25 | 26 | 625 |
| #LATIDOS | 2603 | 2304 | 2079 | 2268 | 2023 | 2336 | 2303 | 2307 | 18223 |

3.3. Desempeño de los detectores QRS sobre DICARDIA

Los resultados representan **255432** latidos anotados, es decir el **25 %** de la base de datos de DICARDIA. En la presente sección se evalúa el desempeño de los detectores de Pan&Tompkins y el basado en la transformada de ondaletas sobre cada uno de los canales de 15 registros de DICARDIA. La sensibilidad y valor predictivo positivo para el algoritmo de Pan&Tompkins y el basado en la transformada de ondaletas tomando en cuenta estas señales ECG, son **Se=97.347630 %** y **P+=96.84413 %** ; **Se=95.540104 %** y **P+=93.037086 %** respectivamente.

Los resultados han sido validados sobre los reportes de anotación generados por el sistema, que a su vez han sido anotados sobre intervalos. En la Tabla 3.2 y Tabla 3.3 se pueden visualizar los valores Se, P+, DER, VP, FN, y número de latidos para el registro ECG349 utilizando Pan&Tompkins y Ondaletas respectivamente.

Tabla 3.4: Valores Promedio de la Sensibilidad, Valor Predictivo Positivo, DER; sobre los 15 registros de DICARDIA utilizando la Transformada de Ondaletas

| REGISTRO | MEJOR CANAL | Se | P+ | DER |
|----------|-------------|--------|-------|-------|
| ECG13 | 4 | 97.17 | 99.78 | 3.03 |
| ECG59 | 6 | 100.00 | 99.84 | 0.15 |
| ECG76 | 2 | 99.94 | 98.45 | 1.62 |
| ECG83 | 2 | 99.81 | 99.49 | 0.69 |
| ECG662 | 6 | 99.75 | 96.00 | 4.39 |
| ECG664 | 8 | 99.2 | 86.21 | 16.58 |
| ECG1629 | 7 | 99.79 | 86.90 | 15.23 |
| ECG1729 | 3 | 88.63 | 99.50 | 11.80 |
| ECG2029 | 7 | 91.59 | 98.38 | 9.91 |
| ECG632 | 8 | 99.87 | 99.57 | 0.55 |
| ECG676 | 8 | 99.81 | 99.57 | 1.63 |
| ECG15 | 7 | 98.98 | 76.73 | 31.09 |
| ECG1712 | 8 | 99.94 | 98.64 | 1.42 |
| ECG250 | 8 | 99.95 | 96.64 | 3.51 |
| ECG349 | 2 | 99.82 | 99.87 | 1.03 |

Tabla 3.5: Valores Promedio de la Sensibilidad, Valor Predictivo Positivo, DER; sobre los 15 registros de DICARDIA utilizando el detector de Pan&Tompkins

| REGISTRO | MEJOR CANAL | Se | P+ | DER |
|----------|-------------|--------|--------|------|
| ECG13 | 4 | 100.00 | 99.91 | 0.08 |
| ECG59 | 6 | 99.94 | 99.84 | 0.20 |
| ECG76 | 2 | 100.00 | 100.00 | 0.00 |
| ECG83 | 2 | 99.95 | 99.90 | 0.13 |
| ECG662 | 6 | 99.90 | 99.55 | 0.54 |
| ECG664 | 8 | 99.58 | 99.46 | 0.95 |
| ECG1629 | 7 | 99.89 | 99.74 | 0.35 |
| ECG1729 | 3 | 99.96 | 99.87 | 0.15 |
| ECG2029 | 7 | 99.96 | 99.82 | 0.21 |
| ECG632 | 8 | 99.61 | 99.78 | 0.59 |
| ECG676 | 8 | 99.81 | 99.37 | 0.81 |
| ECG15 | 7 | 98.87 | 100.00 | 1.12 |
| ECG1712 | 8 | 99.94 | 99.94 | 0.10 |
| ECG250 | 8 | 99.95 | 99.51 | 0.53 |
| ECG349 | 2 | 99.73 | 99.13 | 1.13 |

Los valores resaltados en color rojo en las Tablas 3.2 y 3.3 corresponden a los valores obtenidos por el mejor canal. Se puede ver claramente que los valores obtenidos con la transformada de ondaletas son mejores que los obtenidos por Pan&Tompkins, esto se debe a que las marcas QRS obtenidas con el algoritmo basado en la transformada de ondaletas están próximas a las marcas corregidas manualmente sobre los intervalos definidos.

En los casos donde el desempeño de Pan&Tompkins es mejor que el de ondaletas se deben a que se definió solamente un intervalo de anotación y el resto de marcas se completaron con Pan&Tompkins, en el apéndice se puede ver el desempeño de los detectores sobre cada uno de los canales. En la Tabla 3.4 y la Tabla 3.5 se puede ver el desempeño promedio de los detectores sobre cada uno de los registros.

Capítulo 4

Conclusiones y Trabajos Futuros

4.1. Conclusiones

Acorde a lo planteado inicialmente se ha desarrollado un sistema de anotación semiautomático de pruebas de esfuerzo, y se ha anotado el 25 % de la base de datos de DICARDIA.

El sistema permite la anotación de un ECG de esfuerzo a partir de series RR calificadas como de referencia, es posible validar rápidamente registros ECG de al menos 20 min de duración, lo cual implica aproximadamente 1500-2500 latidos por derivación. Anotar tal cantidad de latidos requiere una gran cantidad de tiempo para un experto.

Los detectores de QRS de Pan&Tompkins y Ondaletas son los más ampliamente usados y han sido evaluados sobre la base de datos de pruebas de esfuerzo anotada con el método desarrollado en la presente investigación.

Esta metodología puede presentar algunas desventajas, como por ejemplo la dificultad para evaluar el tiempo de retardo, sin embargo, presenta un valioso punto de partida para poder anotar de forma semiautomática extensas bases de datos electrocardiográficas como DICARDIA.

4.2. Trabajos Futuros

A pesar de los logros obtenidos utilizando el detector de Pan&Tompkins para encontrar la serie RR y para anotar y/o completar las detecciones QRS; se podría plantear el enfoque utilizando otro detector robusto para este propósito.



CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

La primera tarea es la de adaptar el algoritmo escogido para realizar un cálculo multicanal de los parámetros presentados en la metodología (secuencia RR, canal de referencia, detecciones QRS). Posteriormente, el experto anotador debe validar los resultados, para probar el desempeño de los diferentes detectores QRS.

Los resultados obtenidos deberían ser validados por un especialista, ya que la anotación fue realizada de forma intuitiva, analizando solamente la forma de la onda.

Como se mencionó antes, una de las ventajas de la metodología propuesta, es que se permite anotar extensas bases de datos electrocardiográficas de manera más rápida e interactiva. Se espera que la consecución de este trabajo sirva como punto de partida en futuras investigaciones.

UNIVERSIDAD DE CUENCA
desde 1867

Anexo A

Artículo: Sistema de Anotación Semiautomático de Señales Electrocardiográficas de Esfuerzo



UNIVERSIDAD DE CUENCA
desde 1867

Sistema de Anotación Semiautomático de Señales Electrocardiográficas de Esfuerzo

Juan Fajardo-Reinoso¹, Darwin Astudillo-Salinas¹, Lizandro Solano-Quinde¹, Sara Wong^{1,2}

¹ Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones, Universidad de Cuenca, Av. 12 de Abril y Agustín Cueva, Cuenca, Ecuador, 010201

² Investigador Prometeo, Senescyt, Ecuador.

juan.fajardor@ucuenca.ec, /fabian.astudillos lizandro.solano/ @ucuenca.edu.ec, swong@usb.ve

ABSTRACT

Despite the amount of ECG's databases available for the scientist community, an annotated stress database does not exist. This paper introduces an annotation system using RR-time series obtained from an eight leads stress database (DICARDIA). First, the system proposes to users a lead (reference channel) according to its statistical measures. The user then realizes a visual inspection validating or denying the channel proposed by the system. Afterwards, the system proposes two options based on the quality of the RR-time series, if the series contains few artifacts the annotations is realized using interval of annotations, in the case of noisy series the system allows annotations beat by beat. The preliminary results realized over 172025 beats (approximately 15% of DICARDIA database) give a sensibility and positive predictive value of 97.66% and 96.71% respectively. This system will allow delineated stress databases, which will be an important starting point for evaluating the performance of QRS detectors.

Keywords: ECG, RR, QRS, Stress Test, annotation

RESUMEN

A pesar de la cantidad de Bases de datos electrocardiográficas disponibles para la comunidad científica, no existe a disposición una Base de Datos de esfuerzo anotada. En este trabajo se presenta un sistema de anotación utilizando secuencias RR obtenidas de una Base de Datos de Esfuerzo de 8 derivaciones (DICARDIA). Inicialmente el sistema propone al usuario una derivación (canal de referencia) que ha sido evaluada según sus características estadísticas. El usuario realiza una inspección visual y valida o rechaza el canal de referencia. Posteriormente, el sistema propone dos opciones según la calidad de la secuencia RR, en caso de que la secuencia contenga pocos artefactos la anotación se realiza sobre ventanas de interés. En el caso de secuencias RR muy ruidosas el sistema permite la anotación latido a latido. Los resultados preliminares realizados sobre 172025 latidos (aproximadamente 15% de DICARDIA) reportan una sensibilidad y un valor predictivo positivo de 97.66% y 96.71% respectivamente. Este sistema permitirá anotar Bases de Datos de ECG de esfuerzo, lo cual será un punto de partida importante para evaluar el desempeño de los detectores de QRS.

Palabras clave: ECG, RR, QRS, Prueba de Esfuerzo, anotación

1. INTRODUCCIÓN

La prueba de esfuerzo es un estudio electrocardiográfico no invasivo comúnmente empleado para medir el efecto del ejercicio progresivo sobre el corazón, se fundamenta en que, al practicar un ejercicio físico, el organismo necesita más oxígeno y glucosa, por tanto, el corazón debe aumentar su capacidad de bombeo. Así, sometiendo el corazón a un trabajo adicional, mientras se vigila al paciente y se monitoriza su electrocardiograma (ECG), es posible descubrir problemas cardíacos que no son evidentes en el sujeto en reposo. Esta prueba proporciona importantes datos de diagnósticos y pronósticos en una amplia variedad de pacientes, desempeña un papel fundamental, ya que es una prueba fundamental empleada en el proceso de diagnóstico del paciente con cardiopatía isquémica o enfermedad coronaria (Almeida & Brandi, 1995). Los Registros electrocardiográficos de una prueba de esfuerzo contienen una gran cantidad de ruido debido al movimiento del paciente, siendo prácticamente imposible obtener un registro libre de ruido. Adicionalmente, los latidos ectópicos y otros artefactos pueden ocurrir tanto en sujetos sanos como en sujetos con patologías cardíacas. El análisis de las secuencias RR latido a latido de una

prueba de esfuerzo es realmente difícil de analizar. Además de los artefactos fisiológicos, se pueden presentar muchos errores en la serie-RR debido a los aspectos de instrumentación de registro de la señal como la mala colocación de los electrodos o relacionados con el algoritmo de detección de *QRS*.

En la actualidad se puede encontrar una gran número de algoritmos y métodos desarrollados para la detección y caracterización de las señales de electrocardiograma, desde el propuesto por Pan & Tompkins (Pan & Tompkins., 1985), pasando por los algoritmos basados en redes neuronales (Dokur, & Ölmez, 2001), en ondaletas (Martínez *et al.*, 2004), en algoritmos evolutivos (Dumont *et al.*, 2010) entre otros. Adicionalmente, se puede encontrar una gran cantidad de bases de datos con distintas anotaciones y morfologías, pero no existen validaciones ni anotaciones sobre bases de datos electrocardiográficas de esfuerzo (Goldberger *et al.*, 2000); en parte debido a la ausencia de una base de datos anotada para validar los algoritmos. Las validaciones en condiciones de esfuerzo han sido realizadas en su mayoría utilizando la base de datos de *Noise Stress Test Database* (Moody & Mark, 1990) pero a pesar de tener diversidad de ruidos no representa una fuente significativa de cambios de frecuencia cardíaca y no linealidades presentes en una prueba de esfuerzo. Recientemente se pusieron en línea tres bases de datos electrocardiográficas adquiridas durante pruebas de esfuerzo (Quintero *et al.*, 2007); sin embargo, las señales ECG no se encuentran anotadas.

En trabajos recientes se han hecho esfuerzos por realizar una anotación de las series RR de una prueba de esfuerzo (Armijos *et al.*, 2015; Astudillo *et al.*, 2016). La metodología propone clasificar las series RR en cuatro clases: referencia, alta calidad, baja calidad e inservible a partir de subdividir la serie temporal RR en un conjunto de ventanas para la estimación de la cantidad de artefactos en base a un valor de umbral que depende de la desviación estándar de la serie RR.

En este trabajo se propone un sistema de anotación de señales electrocardiográficas de esfuerzo a partir de sus secuencias RR validadas de forma semiautomática. A partir de las series RR se guía al anotador experto para validar, rechazar o editar la anotación de la onda R. En las siguientes secciones se describen la base de datos de ECG de esfuerzo, la metodología propuesta y se presentan los primeros resultados. El sistema de anotación genera un reporte basado en estándares de bases de datos electrocardiográficas de referencia. Finalmente, se presentan las conclusiones y los trabajos futuros.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 Base de datos

La base de datos DICARDIA fue registrada en el Hospital "Universitario de Caracas", y contiene 65 datos clínicos y registros de ECG de 65 sujetos, 54 sujetos diabéticos y 11 sujetos sin evidencia de Diabetes o enfermedad Cardiovascular. DICARDIA es multiparamétrica contiene además del ECG, datos demográficos y clínicos, parámetros de laboratorio clínico y la evaluación de la prueba de esfuerzo realizada por cardiólogos expertos. Los sujetos fueron sometidos a una prueba de esfuerzo, siguiendo el protocolo de Bruce a la que se añadió una etapa de calentamiento de tres minutos. La prueba comenzó con una velocidad de 1,7 kilómetros por hora y pendiente de 0° y terminó con una velocidad de 6 mph y una pendiente de 22°. La prueba consta de siete etapas, con una duración de tres minutos cada una. Para un sujeto no entrenado la duración promedio de la prueba es de 20 minutos, esto significa que la mayoría de los sujetos finalizaron la prueba entre las etapas 3 y 5 (Quintero *et al.*, 2007). Los ECG fueron digitalizados a una frecuencia de muestreo de 500 Hz, 12 bits de resolución, y un rango dinámico de ± 5 mV. Estas señales se encuentran disponibles en el portal GBBAnet (Ledezma *et al.*, 2014).

2.2 Metodología

La metodología que se utilizó está organizada como se indica a continuación: (i) se describe la generación de la secuencia RR; (ii) se propone un canal de referencia (medidas estadísticas); (iii) se valida y anota el canal de referencia (por intervalos de anotación, latido a latido); (iv) se genera un reporte (archivo de anotación). La figura 1 describe el proceso de anotación semiautomático.

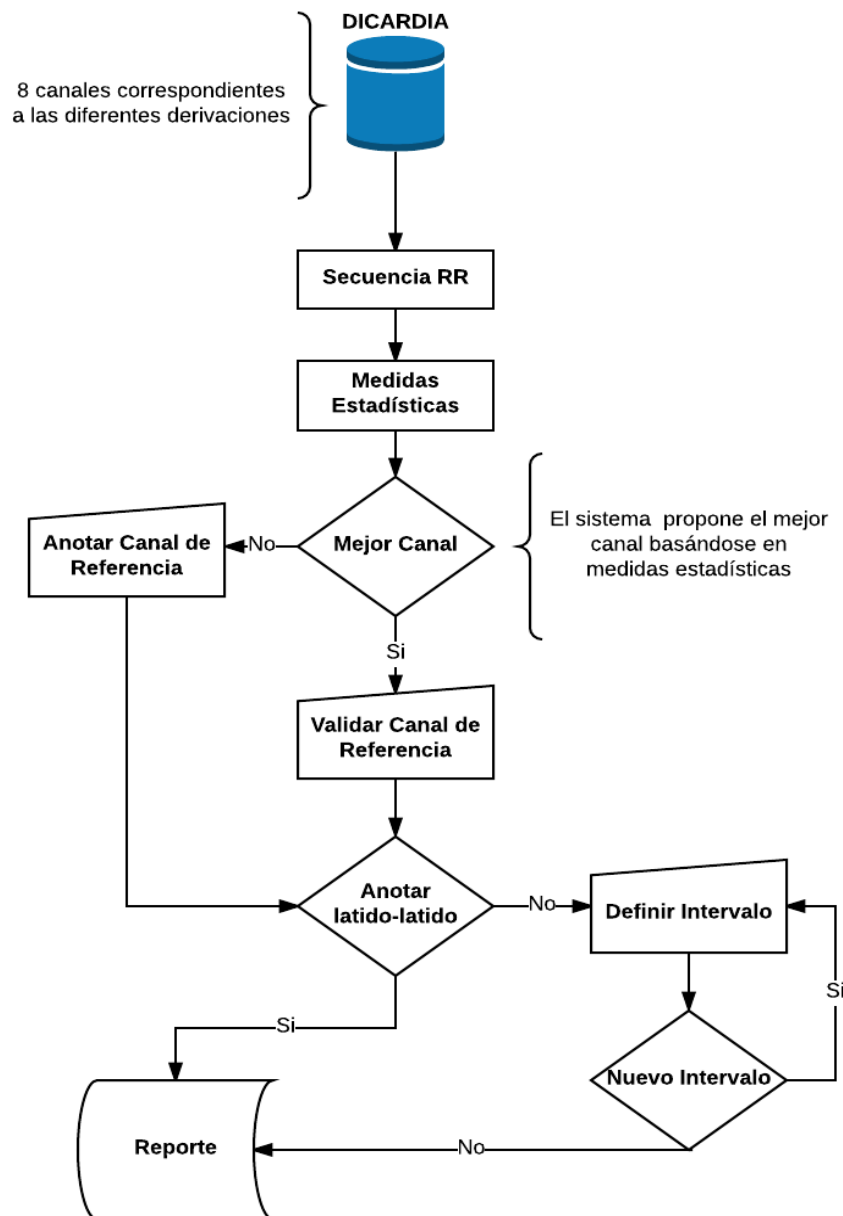


Figura 1. Diagrama del proceso de anotación.

i. Generación de Secuencias RR

La serie *RR* viene dada por la diferencia entre las ondas *R* en el tiempo, formalmente es la oscilación del intervalo entre latidos consecutivos. La detección de los picos *QRS* fue realizada usando el detector de Pan & Tompkins (Pan & Tompkins., 1985), disponible en GBBANet (Ledezma *et al.*, 2014). Se obtuvieron las 8 señales *RR* correspondientes a las derivaciones electrocardiográficas para los 65 registros.

ii. Selección de la Secuencia RR de Referencia

En esta etapa del proceso de anotación se selecciona una señal de referencia, para lo cual se realiza una inspección visual de las secuencias *RR* de cada registro. Se despliega en la pantalla las ocho series *RR*. El sistema propone uno o varios canales de referencia al anotador y el anotador valida las señales. En la Figura 2 se puede visualizar la interfaz, en la parte que corresponde a la anotación (parte derecha) el

sistema anota el mejor canal como 1 (Astudillo *et al.*, 2016), mientras que en la parte superior izquierda se encuentran las series *RR*. Las series anotadas como 1 corresponden a las señales de referencia propuestas por el sistema, en la parte derecha el usuario selecciona y valida de forma manual la señal de referencia. En este punto es importante tomar en cuenta la cantidad de ruido observado y la cantidad de artefactos presentes en cada canal, la selección del canal/canales de referencia es un proceso puramente visual.

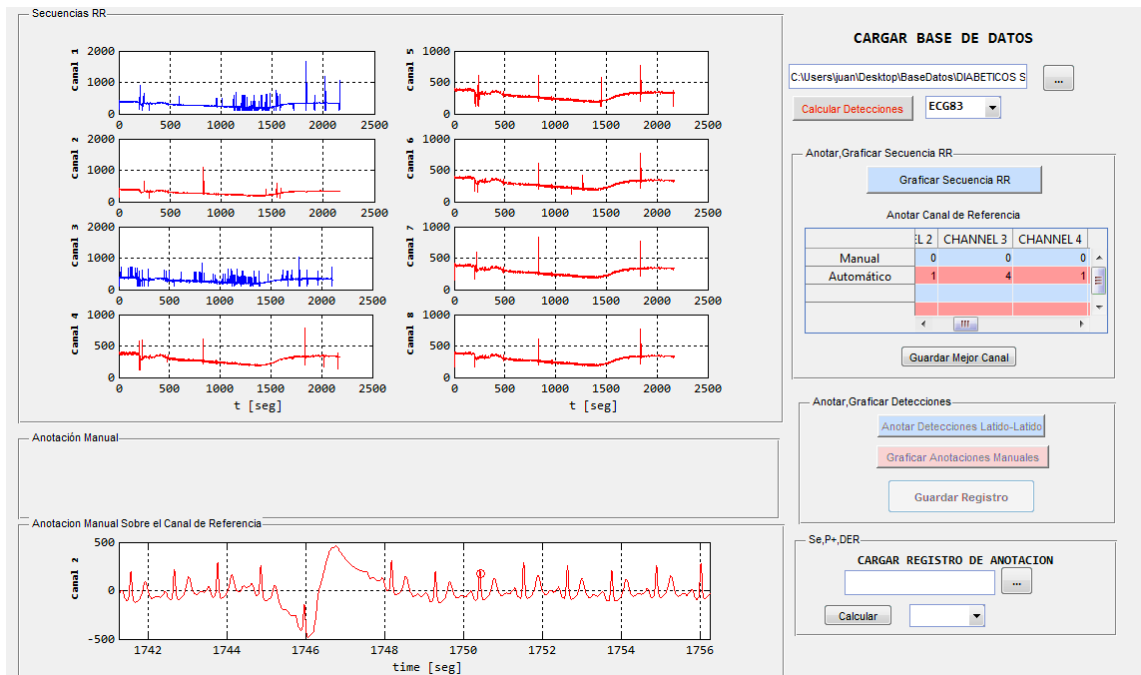


Figura 2. Secuencias *RR* del registro ECG83 desplegadas en la Interfaz de Anotación

El método utilizado, para proponer el mejor canal se basa en la metodología propuesta por Astudillo *et al.* (2016). Consiste en dividir la secuencia *RR* de cada canal en ($N = 20$) ventanas temporales (NW) y seleccionar el canal de referencia basándose en medidas estadísticas. Se estima la desviación estándar de cada ventana. Se aplican tres umbrales (T_1, T_2, T_3) basados en la máxima desviación estándar ($SDT = 14$) aceptable para cada ventana y se realiza un conteo de las ventanas en las cuales no se cumple el umbral establecido. La clasificación se realiza mediante el porcentaje de ventanas (%NW) que sobrepasan el umbral establecido en cuatro clases:

- 1) **Canal de referencia:** corresponde a una serie *RR* con muy pocos artefactos. Para la clasificación automática, se tiene este canal cuando $\%NW < T_1$.
- 2) **Canal de Alta Calidad:** corresponde a una serie *RR* con un poco más de artefactos que el canal de referencia, pero que puede ser usado bajo un preprocesamiento previo. Para la clasificación automática, se tiene este canal cuando $\%NW < T_2$.
- 3) **Canal de Baja Calidad:** esta señal contiene gran cantidad de artefactos y su uso puede limitarse solo a ciertos intervalos. Para la clasificación automática, se tiene este canal cuando $\%NW < T_3$.
- 4) **Canal inservible:** representa una serie *RR* con gran cantidad de artefactos, de la cual es imposible extraer información útil. Para la clasificación automática, se tiene este canal cuando $\%NW \geq T_3$.

iii. Anotación Semiautomática

Una vez seleccionado el canal de referencia, el usuario nuevamente realiza una inspección visual de la señal y decide si es necesario realizar una anotación manual latido a latido sobre toda la señal, o se define intervalos de anotación. Existen dos opciones:

- 1) **Sobre toda la secuencia *RR*:** Si las secuencias *RR* son de Baja Calidad, la anotación manual se realiza latido a latido utilizando ventanas temporales de 1seg. El anotador se desplaza con la

ventana temporal sobre la serie *RR* obtenida de inicio a fin, analizando la naturaleza del latido y/o utilizando las detecciones *QRS* como referencia. El tamaño de la ventana de 1seg fue escogida de tal forma que se capture un solo latido. En la Figura 3 se muestra la interfaz para esta opción, se presentan 8 ventanas de 1seg correspondientes a los latidos de cada derivación. Además, en esta ventana también se puede visualizar las marcas de detección *QRS* utilizadas como referencia; en la sección inferior izquierda se presenta 15seg de la señal electrocardiográfica de referencia que se utiliza para dar un seguimiento a las anotaciones realizadas.

- 2) **Sobre los intervalos de la secuencia *RR*:** Al disponer de una secuencia *RR* de referencia con pocos artefactos (Referencia o Alta calidad) el usuario revisa de forma rápida la serie. Puede revisar algunos puntos al azar y/o ir directamente a los puntos de la serie donde se observan discontinuidades determinando si se trata de artefactos, latidos ectópicos o no detecciones. El usuario se desplaza con el cursor sobre la serie *RR* capturando un intervalo de interés para posteriormente realizar la anotación manual latido a latido. Las detecciones que se encuentran fuera del intervalo, son completadas utilizando las detecciones *QRS* automáticas definidas en el punto anterior.

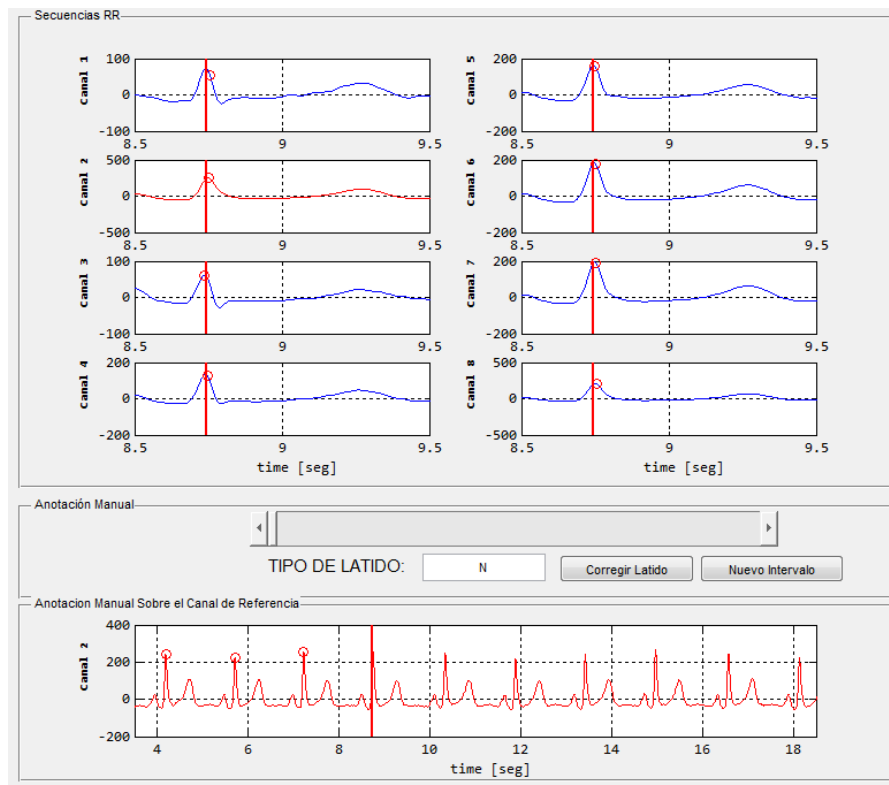


Figura 3. Anotación latido a latido sobre el canal de referencia.

iv. Reporte

Finalmente, se genera un archivo de anotación bajo el formato estándar usado por el *toolkit* de *physionet* (Goldberger *et al.*, 2000). Este archivo contiene la información necesaria para evaluar la señal ECG. La estructura del archivo generado contiene dos partes: los instantes de detección de la onda *R*, y la anotación de cada latido, utilizando tres códigos de anotación de latidos: Normal (N), Ectópico (V, PPVC *Premature ventricular contraction*), Otros (O).

3. MEDIDA DE DESEMPEÑO

Los resultados de la detección automática fueron comparados con las anotaciones obtenidas por el sistema desarrollado en este trabajo. Entonces es posible calcular el desempeño del detector de *QRS* de Pan & Tompkins (Pan & Tompkins, 1985) sobre registros de ECG de esfuerzo usando la sensibilidad

(Se) y el valor predictivo positivo (P+) calculados como se muestra en las ecuaciones 1 y 2 respectivamente.

$$Se = \frac{VP}{VP + FN}, \quad (1)$$

$$P+ = \frac{VP}{VP + FP}, \quad (2)$$

Donde:

- **Verdaderos Positivos (VP):** son los latidos o QRS detectados correctamente, se considera un QRS detectado correctamente si se detecta dentro de una ventana de 150 ms alrededor del punto fiducial.
- **Falsos Positivos (FP):** son las detecciones señaladas donde no existe una anotación de latido. Este es el indicador de las falsas alarmas.
- **Falsos Negativos (FN):** son los complejos QRS que no fueron detectados por el algoritmo.

4. RESULTADOS

Se desarrolló un sistema de anotación semiautomático tomando como parámetros lo siguiente: número de ventanas (NW = 20), desviación estándar (SDT = 14) y los valores de T1, T2 y T3 corresponden a 30%, 40% y 50% respectivamente. La Figura 4 muestra un ejemplo de anotación por intervalos de interés. En el panel superior se muestra un trazo del ECG donde se observó una discontinuidad sobre la serie RR. Al inspeccionar el ECG se observa que se trata de un artefacto. En el panel inferior se observa como el usuario corrige la detección sobre la serie.

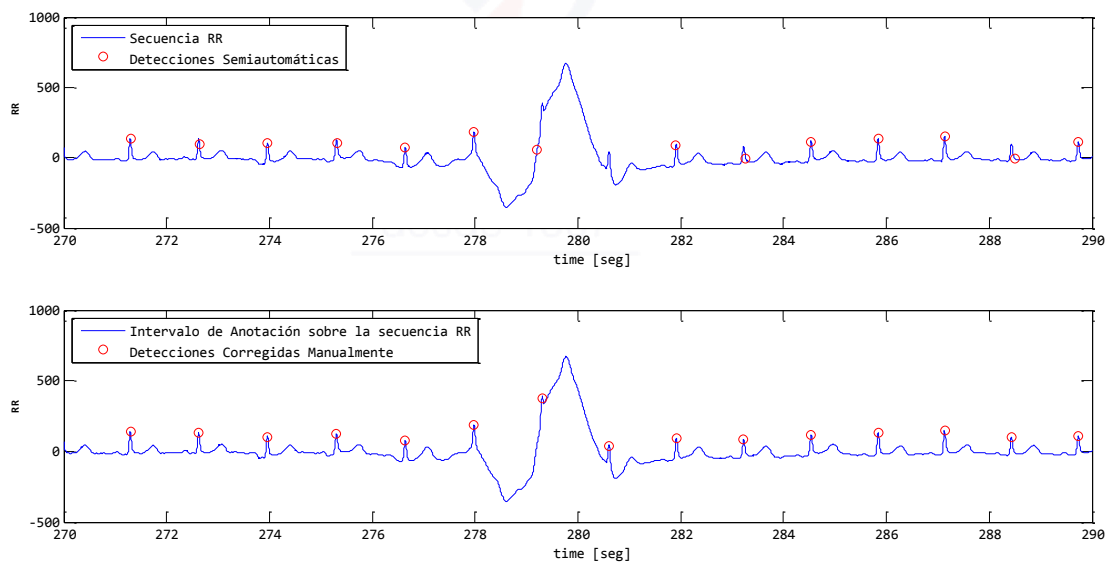


Figura 4. Anotación sobre un intervalo de la secuencia RR

La Tabla 1 muestra los resultados para el registro ECG83. El método automático de clasificación de Astudillo (Astudillo *et al.*, 2016), determinó las secuencias RR de los canales C2, C4, C5, C6, C7 y C8 como canales de referencia y los canales C1 y C3 como canales inservibles. Se validó el Canal 2 como el mejor y se anotó la señal sobre los intervalos de interés de esta secuencia RR (C2). Como se puede ver en la Tabla 1 el detector tuvo un mayor desempeño sobre el canal de referencia (C2) y un menor desempeño en los canales marcados como inservibles (C1 y C3).

Se han anotado 10 ECG de esfuerzo de la Base de Datos DICARDIA. En todos los casos se consideraron señales de referencia o alta calidad y las anotaciones fueron realizadas sobre intervalos con artefactos de la serie RR. Estas anotaciones representan, considerando las ocho derivaciones, 172.025 latidos. La

sensibilidad y el valor predictivo positivo sobre estos registros fue de $Se=97.66\%$ y $P+=96.71\%$ respectivamente.

El detector de QRS usado en este trabajo reporta valores de sensibilidad y valor predictivo positivo superiores al 99% para la base de datos MITDB, (Goldberger et al., 2000); la cual cuenta con aproximadamente 110.000 latidos anotados. Los resultados obtenidos en este trabajo muestran un desempeño menor para el detector de Pan & Tompkins (Pan & Tompkins., 1985), esto muestra la dificultad que representa la segmentación de un ECG de esfuerzo y la necesidad de adaptar los detectores de QRS a los ECG de esfuerzo.

Tabla 1. Desempeño del detector sobre el archivo de anotación ECG83

| | C1 | C2 | C3 | C4 | C5 | C6 | C7 | C8 |
|----|-------|--------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Se | 98.87 | 99.95 | 95.76 | 99.58 | 99.53 | 99.66 | 99.67 | 99.72 |
| P+ | 96.91 | 99.90 | 98.39 | 99.35 | 99.26 | 99.40 | 98.54 | 99.49 |

5. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Se ha desarrollado un sistema que permite la anotación de un ECG de esfuerzo a partir de sus series *RR* calificadas como de referencia, es posible validar rápidamente registros ECG de al menos 20 min de duración, lo cual implica aproximadamente 1500 – 2500 latidos por derivación. Anotar tal cantidad de latidos requiere una gran cantidad de tiempo para el usuario. Hasta el momento se ha anotado más del 15% de la base de Datos DICARDIA, lo que constituye una cantidad de anotaciones comparables a las bases de datos electrocardiográficas de referencia (Goldberger et al., 2000). La Base de Datos continúa en proceso de validación, para completar las anotaciones, pero, dado la cantidad de morfologías presentes, esta tarea requerirá de la colaboración de expertos en cardiología.

Si bien es cierto que esta metodología puede presentar algunas desventajas como la dificultad para evaluar el tiempo de retardo, presenta un valioso punto de partida para poder anotar de forma semiautomática extensas bases de datos electrocardiográficas como DICARDIA. Posteriormente estos resultados se usarán para evaluar y mejorar el desempeño de otros detectores de *QRS*, como por ejemplo, el basado en ondaletas (Martínez et al., 2004).

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue parcialmente financiado por el programa PROMETEO de la Secretaría de Educación Superior, Ciencia, Tecnología e Innovación de la República del Ecuador.

REFERENCIAS

- Almeida, D, Brandi, S. Manual de Cardiología Clínica. Caracas: Fondo Editorial. Acta Científica. 1995.
- Armijos, J., García, D., Astudillo, D., Palacio-Baus, K., Medina, R., & Wong, S. (2015, December). Semiautomatic validation of RR time series in an ECG stress test database. In *11th International Symposium on Medical Information Processing and Analysis (SIPAIM 2015)* (pp. 968119-968119). International Society for Optics and Photonics.
- Astudillo D. , Palacio-Baus K., Solano L., Medina R., Wong S. (2016). Characterizing Artifacts in RR Stress Test Time Series In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016 38th Annual International Conference of the IEEE* (in press). IEEE.
- Dokur, Z., & Ölmez, T. (2001). ECG beat classification by a novel hybrid neural network. *Computer methods and programs in biomedicine*, 66(2), 167-181.
- Dumont, J., Hernandez, A. I., & Carrault, G. (2010). Improving ECG beats delineation with an evolutionary optimization process. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 57(3), 607-615.
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G., ... & Stanley, H. E. (2000). Physiobank, physiotoolkit, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*, 101(23), e215-e220.

- Ledezma, C. A., Severein, E., Perpinan, G., Altuve, M., & Wong, S. (2014, August). A new on-line electrocardiographic records database and computer routines for data analysis. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 2738-2741). IEEE.
- Martínez, J. P., Almeida, R., Olmos, S., Rocha, A. P., & Laguna, P. (2004). A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 51(4), 570-581.
- Moody, G. B., & Mark, R. G. (1990, September). The MIT-BIH arrhythmia database on CD-ROM and software for use with it. In *Computers in Cardiology 1990, Proceedings*. (pp. 185-188). IEEE.
- Pan, J., & Tompkins, W. J. (1985). A real-time QRS detection algorithm. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, (3), 230-236.
- Quintero, L., Wong, S., Parra, R., Cruz, J., Antepara, N., Almeida, D., & Passariello, G. (2007, August). Stress ECG and laboratory database for the assessment of diabetic cardiovascular autonomic neuropathy. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 4339-4342). IEEE.
- Romero, D., Behard, N., Martin-Yebra, A., Martinez, J. P., Laguna, P., Pueyo, E., & Hernández, A. (2014, September). Analysis of QRS alterations during stress test recordings on patients with brugada syndrome. In *Computing in Cardiology Conference (CinC), 2014* (pp. 137-140). IEEE.



Anexo B

**Artículo: Evaluation of two QRS
detection algorithm on ECG stress test
database**



UNIVERSIDAD DE CUENCA
desde 1867

Evaluation of two QRS detection algorithm on ECG stress test database

Fajardo J.*[†], Astudillo D.*[†], Palacio-Baus K.*[†], Solano-Quinde L.*[†], Sara Wong^{†‡}

* Electronic Engineering and Telecommunications School, Faculty of Engineering, University of Cuenca, Ecuador

[†]Department of Electrical, Electronic Engineering and Telecommunications, University of Cuenca, Ecuador

[‡]Prometeo Project Researcher, Senescyt, Ecuador

Email: jfajardo@ucuenca.ec, {fabian.astudillos, kenneth.palacio, lizandro.solano}@ucuenca.edu.ec, swong@usb.ve

Abstract—In this paper, we evaluated two well-known *QRS* algorithms: Pan & Tompkins (*PT*) and based wavelet transform (*WT*) on an *ECG* stress test database. In the absence of an annotated *ECG* stress test database, the first stage of this work consisted of the database annotation, using *RR*-time series obtained from an eight leads stress database (DICARDIA). First, the system proposes to users a lead (reference channel) according to its statistical measures. Then the user realizes a visual inspection aimed at validating or denying the channel proposed by the system. As the series contains few artifacts, the annotation is performed using interval of annotations. Preliminary results realized over 31928 beats provide a sensibility of 99.81% and 98.28% respectively for *PT* and *WT*. The procedure developed in this work can be seen as a valuable starting point in semiautomatic annotation of large electrocardiographic databases, as well to evaluate and to improve stress *ECG* delineations.

I. INTRODUCTION

A stress test is an non-invasive electrocardiographic study aimed at measuring the progressive effect of exercise over the heart. This study is based on the increase of the organism oxygen and glucose needs during physical exercise, and the consequent heart beating capacity raise. Then, it is possible to discover non-evident cardiac problems, that might be hidden at rest, while the electrocardiogram (*ECG*) is monitored as the heart is subjected to an extra effort.

Stress test electrocardiographic records usually comprise an important amount of noise, normally caused by patient movement that impedes to obtain a noise free *ECG* records. Additionally, ectopic beats and other artifacts may occur in healthy subjects as well as in those exhibiting cardiac conditions or pathologies. Therefore, *RR*-series analysis is commonly seen as a very difficult task which is exacerbated by instrumentation errors and misleading electrode locations added to possible problems presented in the selected *QRS* detection technique or algorithm.

Currently, there are several algorithms and developed methods aimed at *ECG* signals detection and categorizing, starting from that proposed by Pan & Tompkins (*PT*) [1], continuing with wavelets based algorithms [2] and evolutionary algorithms [3] among many others. There are also, many studies aimed at the optimization of these detectors parameters.

Moreover, it is possible to find many databases comprising different annotations and morphologies, there are no, however, validations nor annotations for *ECG* stress test databases [4],

mainly, due to the lack of an annotated database that could be used for algorithms assessment. Validations under stress conditions have been realized mostly using the Noise Stress Test Database [5], however, despite presenting some noise diversity, it does not represent a significant source of cardiac frequency changes and typical non-linearity found in stress tests.

This work proposes to evaluate two *QRS* detectors performance (*PT* and *WT*) for electrocardiographic stress signals. We first performed a semiautomatic annotation of a stress *ECG* using the DICARDIA database [6]. This semiautomatic method is based characterizing *RR*-series [7], [8]. *QRS* complexes annotations are realized starting from a *RR*-series considered as reference.

The remainder of this paper is organized as follows: we present the annotation system using *RR*-time series obtained from DICARDIA. The detection algorithms and the validation process are given in section II-B. Results are presented and discussed in section III. Finally, the conclusions are presented.

II. MATERIALS AND METHODS

A. Dicardia Database Annotation

DICARDIA database was registered at the University Hospital of Caracas (Hospital Universitario de Caracas). This database comprises 65 clinic data and the *ECG* records of 65 subjects: 54 diabetic ones and 11 not exhibiting a diabetic condition or a cardiovascular disease. DICARDIA is a multiparameter database that also includes demographic and clinical information, clinical laboratory parameters and a stress test evaluation performed by expert cardiologists. Subjects were submitted to a stress test following the Bruce protocol, preceded by 3 minutes of warming up work [8]. *ECG* records were acquired using a sampling frequency of 500 *Hz*, 12 bits of resolution and a dynamic range of ± 5 *mV*. These signals are available at the GBBAnet portal [9].

The semiautomatic annotation process comprises four stages (figure 1):

- 1) *RR*-time series: *QRS* peaks detection is performed by means of the Pan & Tompkins detector [1], available at the GBBAnet website [9]. Thus, 8 *RR*-series were obtained from the *ECG* signals from the 65 subjects.
- 2) *RR*-time classification:

The method proposed by Armijos [7] and Astudillo et al. [6] consists of subdividing each *RR*-time stress test series in a set of windows (*NW*) for which the mean and standard deviation are computed. The threshold for the standard deviation (*SDT*) is defined as a percentage of the mean. Classification is performed based on the percentage of the Number of Windows (*%NW*) with standard deviation greater than the thresholds T_1 , T_2 and T_3 . Each lead is classified as:

Very good lead or reference lead when $\%NW < T_1\%$,
Good lead when $\%NW < T_2\%$,
Low quality lead when $\%NW < T_3\%$, and
Useless lead when $\%NW \geq T_3\%$.

3) Annotation:

This system proposes the use of one or more reference channels or leads to be available to the annotator, who selects a given lead. Having a reference *RR* sequence exhibiting a low number of artifacts facilitates and accelerates the series user review. The annotator can check some random points or focus on series points displaying discontinuities, which can be later categorized into artifacts, ectopic beats or detection misses. Later, the user may locate the cursor over the *RR*-series and capture an interest interval for which a beat to beat manual annotation is allowed. Annotations outside the interest interval can be completed using automatic *QRS* detections described in the previous item.

4) Annotation report:

Finally, an annotation file is generated under the physionet toolkit standard format [4]. This file contains information related to the *ECG* signal evaluation. File structure is formed by two main parts: *R* wave instants detection and, heartbeats annotation; there are three heartbeats annotation codes: Normal (*N*), Ectopic (*PVC* – Premature Ventricular Contraction), Others (*O*).

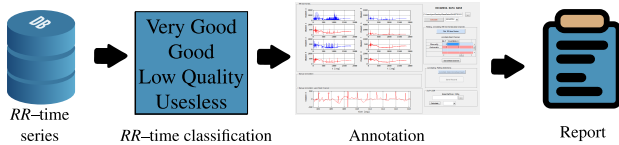


Fig. 1. Semiautomatic annotation process

B. Algorithms Description and Validation

1) *Pan & Tompkins*: This is a classic *QRS* detection algorithm which is based on taking the square of the derivative of the *ECG* signal to produce a function on which maximums can be found through setting different threshold values and heuristic rules. This is a very simple algorithm to implement real time applications. The algorithm used for this work has been developed by [9] and it is available at <http://gbbanet.labc.usb.ve/>.

2) *Wavelets*: Wavelet transform analysis decomposes a signal in different frequency scales. Initially proposed in [10], the algorithm decomposes the *ECG* signal in different scales

such that, local extreme and zero crossing values for a given resolution level can be used to locate interest points of the *ECG*. Local extreme values correspond to the highest slopes found in the signal. Normally, the *R* wave is found in the first scale, since it is the highest energy wave. The algorithm used for this work was developed by Martinez [2] and it is available within the physionet toolkit [4].

3) *Validation*: For validation of *QRS* detection, we used the 15 Dicaridia records. To assess the *QRS* detector we calculated the sensitivity and positive predictability where *TP* is the number of true positive detections. An automatic detection was considered to be a *TP* if it was within 150 *ms* of a reference annotation. *FN* stands for the number of false negative detections, and *FP* stands for the number of false positive misdetections.

III. RESULTS

The semiautomatic annotation system has been developed by considering the following parameters: Number of Windows ($NW = 20$), standard deviation ($SDT = 14$) and values T_1 , T_2 and T_3 correspond to 30%, 40% and 50% respectively.

Figure 2 shows the system interface, notice that in the part that corresponds to the annotation (on the right side) the system suggests the reference channels.

The upper part of the interface shows the *RR*-series. Sequences annotated as **1** correspond to the reference signals proposed by the system. On the right side, the user may select and manually validate such reference signals. At this point, it is important to consider the amount of observed noise and artifacts found in each channel. Reference channel(s) selection is a purely visual process.

The lower part of the interface shows the *ECG* signal and the *QRS* detections found on it, such that, they can be corrected by the annotator. As shown in Figure 2, there are missing detection that must be corrected by the annotator user.

Table I shows the results obtained for ECG1712 record (Figure 2). The automatic classification method proposed by Astudillo et al. [6], determined that *RR*-sequences C_2 , C_4 , C_6 , C_7 , and C_8 should be the reference channels (*Very Good Lead*). Channel C_1 is characterized as *Useless lead* and channels C_3 and C_5 as *Low quality lead*. Channel C_8 was validated as the best one such that, annotations were made for the interest intervals of the *RR*-sequence (C_8). As shown in Table I, detectors performed better on the reference channel (C_8) and a lower performance for channel C_1 , categorized as a *Useless lead*. Additionally, it can be observed that for this particular example, the *WT* detector works better than *PT* except for channel C_1 .

TABLE I
OBTAINED RESULTS FOR ECG1712 RECORD

| | C_1 | C_2 | C_3 | C_4 | C_5 | C_6 | C_7 | C_8 |
|-----------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| <i>PT</i> | 89.16 | 99.50 | 97.97 | 99.50 | 99.12 | 98.35 | 99.83 | 99.95 |
| <i>WT</i> | 87.90 | 99.89 | 99.07 | 99.83 | 99.28 | 98.57 | 99.95 | 99.95 |

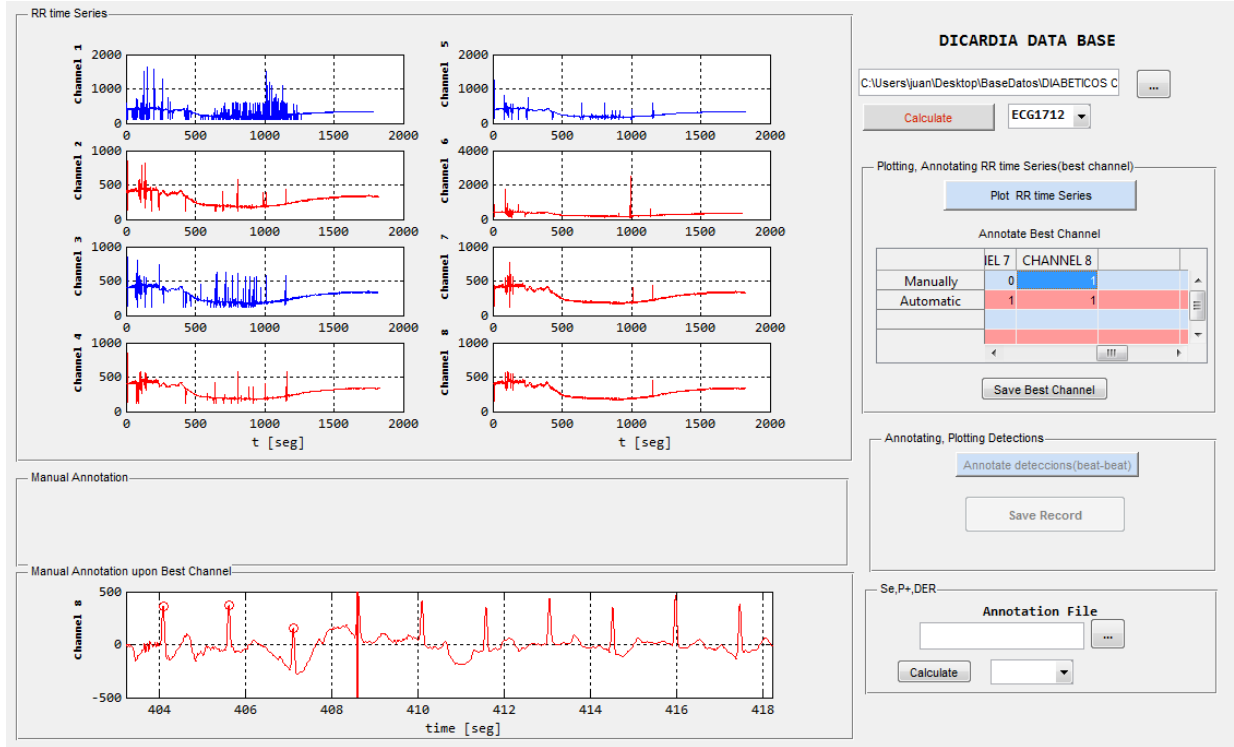


Fig. 2. *RR*-sequence of Record ECG1712 deployed on the annotation interface

In total, 15 *ECG* stress record from the DICARDIA database have been annotated. For every case, the reference signals used were those characterized as a *Very good lead*, such that they exhibit low noise. Semiautomatic annotation was realized over intervals of the *RR*-series presenting artifacts. These annotations represent 31928 beats considering the annotated channel only and 255432 for eight leads.

Both *QRS* detectors were compared over the reference channels, that means, considering only one lead by record and also, over every lead, semiautomatic annotations obtained for a particular channel. The detection performance on annotated DICARDIA records obtained by the two *QRS* detectors are given in Table II for only the reference lead and for all records in Table III.

TABLE II
QRS DETECTION PERFORMANCE COMPARISON REFERENCE LEAD, 31928 BEATS

| Algorithm | <i>TP</i> | <i>FP</i> | <i>FN</i> | <i>Se</i> (%) | <i>P +</i> (%) |
|-----------|-----------|-----------|-----------|---------------|----------------|
| <i>PT</i> | 31873 | 55 | 85 | 99.81 | 99.72 |
| <i>WT</i> | 31202 | 726 | 1461 | 98.28 | 95.57 |

TABLE III
QRS DETECTION PERFORMANCE COMPARISON, 255432 BEATS

| Algorithm | <i>TP</i> | <i>FP</i> | <i>FN</i> | <i>Se</i> (%) | <i>P +</i> (%) |
|-----------|-----------|-----------|-----------|---------------|----------------|
| <i>PT</i> | 248657 | 6575 | 8103 | 97.35 | 96.84 |
| <i>WT</i> | 244040 | 18264 | 11392 | 95.54 | 93.04 |

IV. DISCUSSION

Both detectors, *PT* and *WT* report sensitivity values and *P +* above 99% for the MITDB database [4]; which comprises approximately 110000 annotated heartbeats. Results observed in this work show a lower performance for the *WT* detector. The lower performance can be related to the lack of a preprocessing stage in the algorithm, which could be necessary following an *ECG* stress signal input and the cardiac frequency variations that occur during the test. Figure 3 shows an *ECG* trace at a cardiac frequency above 140 heartbeats per minute, exhibiting an important amount of low and high frequency noise, moreover, it shows the differences found among the manual annotator and both algorithms annotations.

Results for the 8 leads of the 15 annotated signals report as expected, a lower performance since it is assumed that all heartbeats are present in every lead, however, this is not

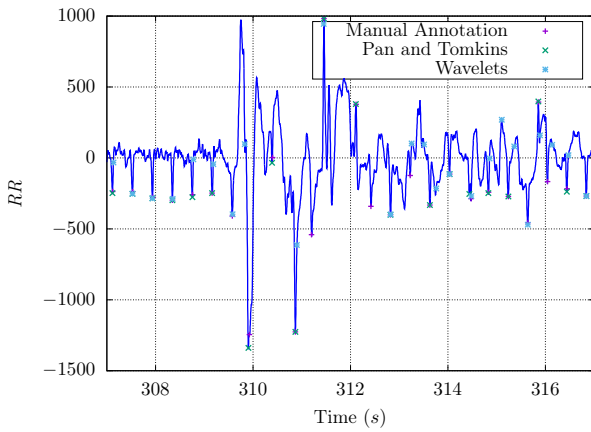


Fig. 3. Detections example 1

always the case. There could be factors such as electrode disconnection, line saturation or excessive noise, that impede the *QRS* identification, even for an expert as shown in Fig. 4.

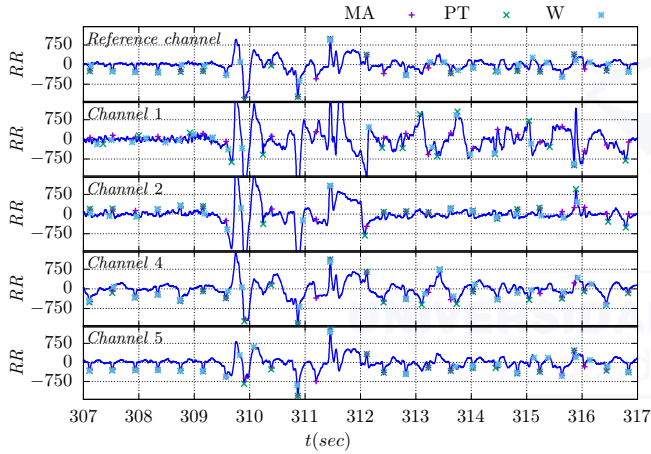


Fig. 4. Detections example 2

The upper part of the graph displays an *ECG* trace for which annotations were added and that allows to see that the *R* wave is negative. Both detectors present non-detection (*FN*) cases, however, despite the amount of noise present in the signal, even an expert will face a hard annotation task (channels 1 and 2). In the lead 4 and 5 (channels 4 and 5), the *R* wave is positive and exhibits lower amplitude.

V. CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

Two well known and widely used *QRS* detectors were evaluated over an *ECG* stress test database annotated by means of a semiautomatic annotation method. Most signals can be considered as signals exhibiting few artifacts, however, being good representations of a stress test where important cardiac frequency variations are present along with different types of noise caused by patient movement.

This annotation method has allowed to quickly validate a considerable amount of heartbeats (31928). The used database

is still under validation, such that, annotations can be completed, however, given the presence of several morphologies, this task will require the cooperation of cardiology experts.

Another perspective derived from this work is to implement the annotation system by means of using the *WT* detector as the base, since the fact that the *PT* algorithm is used as a reference to annotate the database and it could bias the performance results of this method. This could be true for the detector delay time measurement, thus, this parameter has not been considered for this study. Nonetheless, it is important to redo all annotations using the *WT* detector, to validate them and to compare again the performance of both algorithms as well as its delay time.

The methodology developed in this work becomes a valuable starting point in order to semiautomatically annotate large *ECG* stress test databases such as DICARDIA, in order to evaluate and improve *ECG* stress delineators.

ACKNOWLEDGMENT

This work was supported by the Prometeo Project of the Secretary of Higher Education, Science, Technology and Innovation of the Republic of Ecuador. We would like to present our acknowledgment to the Research Direction of The University of Cuenca, Ecuador (DIUC).

REFERENCES

- [1] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time qrs detection algorithm," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 32, no. 3, pp. 230–236, 1985.
- [2] J. P. Martínez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, "A wavelet-based ecg delineator: evaluation on standard databases," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 51, no. 4, pp. 570–581, 2004.
- [3] J. Dumont, A. I. Hernandez, and G. Carrault, "Improving ecg beats delineation with an evolutionary optimization process," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 57, no. 3, pp. 607–615, 2010.
- [4] A. L. Goldberger, L. A. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. C. Ivanov, R. G. Mark, J. E. Mietus, G. B. Moody, C.-K. Peng, and H. E. Stanley, "Physiobank, physiotoolkit, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals," *Circulation*, vol. 101, no. 23, pp. e215–e220, 2000.
- [5] G. B. Moody and R. G. Mark, "The mit-bih arrhythmia database on cd-rom and software for use with it," in *Computers in Cardiology 1990, Proceedings*. IEEE, 1990, pp. 185–188.
- [6] D. Astudillo, K. Palacio-Baus, L. Solano, R. Medina, and S. Wong, "Characterizing artifacts in rr stress test time series," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016 38th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2016, pp. 692–695.
- [7] J. Armijos, D. García, D. Astudillo, K. Palacio-Baus, R. Medina, and S. Wong, "Semiautomatic validation of rr time series in an ecg stress test database," in *11th International Symposium on Medical Information Processing and Analysis (SIPAIM 2015)*. International Society for Optics and Photonics, 2015, pp. 968 119–968 119.
- [8] L. Quintero, S. Wong, R. Parra, J. Cruz, N. Antepara, D. Almeida, F. Ng, and G. Passariello, "Stress ecg and laboratory database for the assessment of diabetic cardiovascular autonomic neuropathy," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, 2007, pp. 4339–4342.
- [9] C. Ledezma, E. Severeyn, G. Perpinan, M. Altuve, S. Wong *et al.*, "A new on-line electrocardiographic records database and computer routines for data analysis," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2014, pp. 2738–2741.
- [10] C. Li, C. Zheng, and C. Tai, "Detection of ecg characteristic points using wavelet transforms," *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, vol. 42, no. 1, pp. 21–28, 1995.

Anexo C

Funcionamiento de la Interfaz de Anotación sobre un registro de DICARDIA

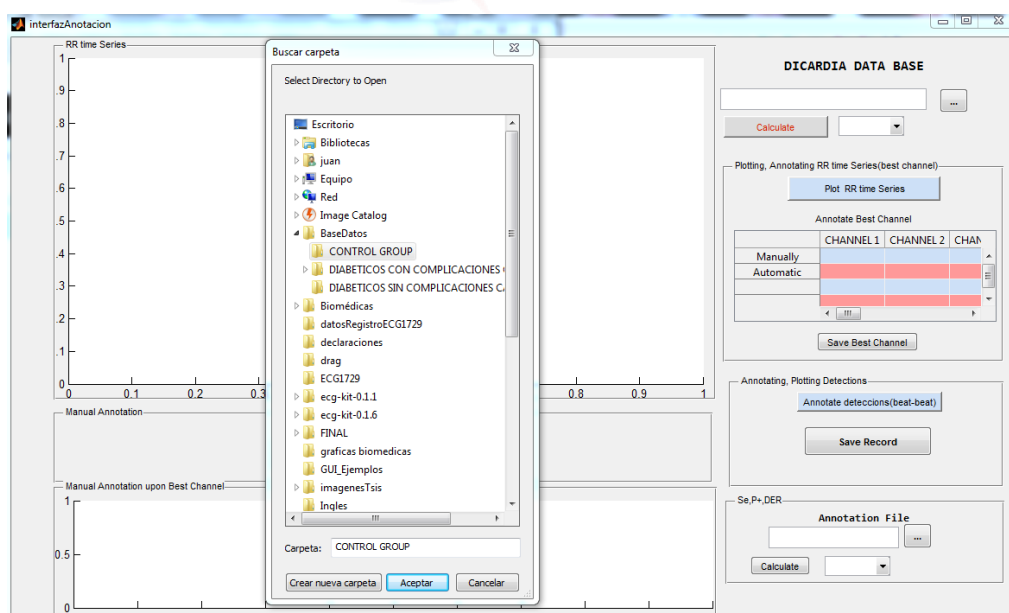


Figura C.1: Registro de DICARDIA cargado por la interfaz de anotación

Inicialmente, cargamos en el sistema el registro de DICARDIA, esto se puede ver en la Figura C.1, luego presionamos el boton *Calcular* y esperamos que el sistema procese la información (Figura C.2). Posteriormente, el sistema propone los mejores canales (señales marcadas de rojo) basándose en medidas estadísticas (Figura C.3). El usuario valida la señal de referencia, en la parte central derecha de la Figura C.4 el canal 4 ha sido marcado y guardado como 1 (canal de referencia).

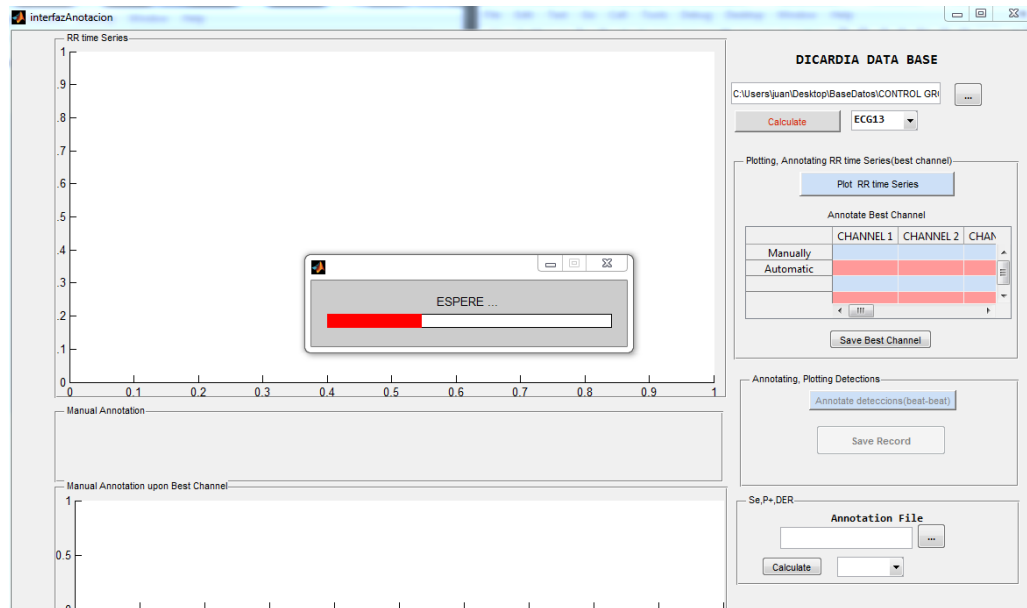


Figura C.2: Interfaz de anotación procesando la información de DICARDIA

Una vez que el canal de referencia ha sido anotado lo utilizamos para anotar la onda R. El sistema propone realizar una anotación latido a latido o una anotación sobre intervalos (Figura C.5, C.6). Finalmente, se genera un archivo de anotación (Figura C.7) al presionar en *Guardar*.

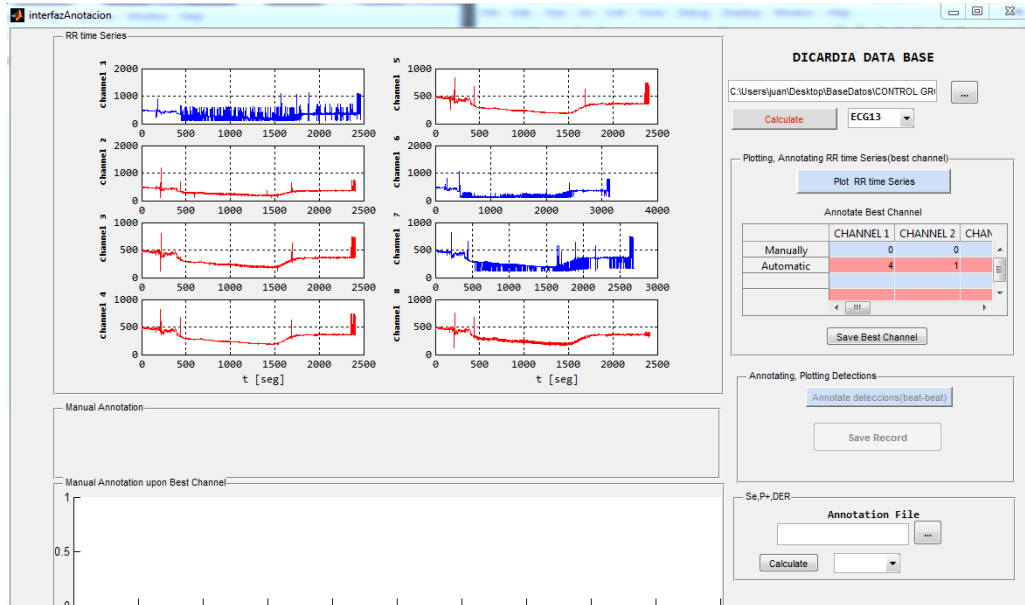


Figura C.3: Interfaz de Anotación procesando la información de DICARDIA

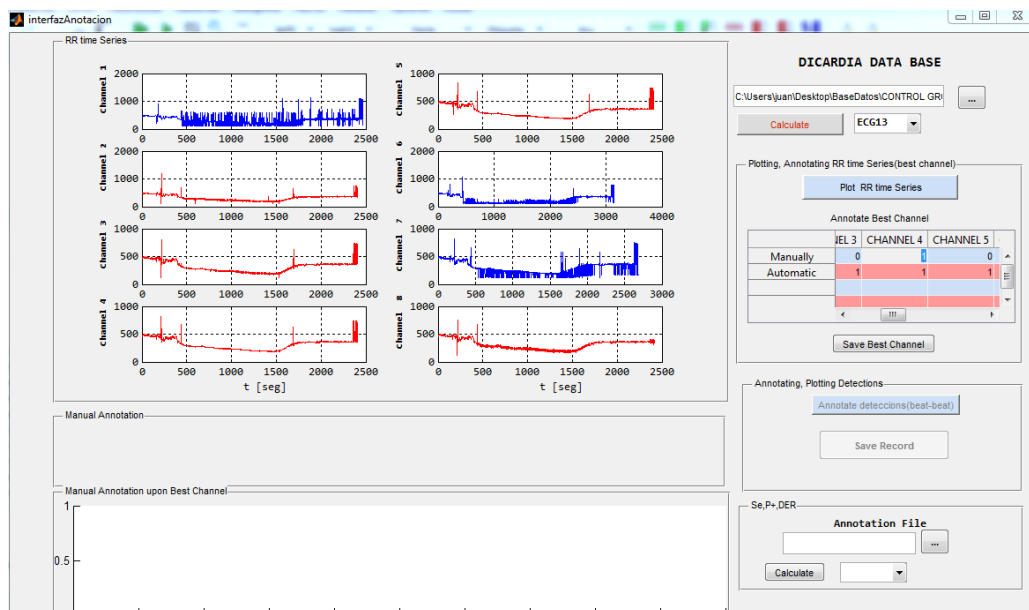


Figura C.4: Validación del canal de referencia

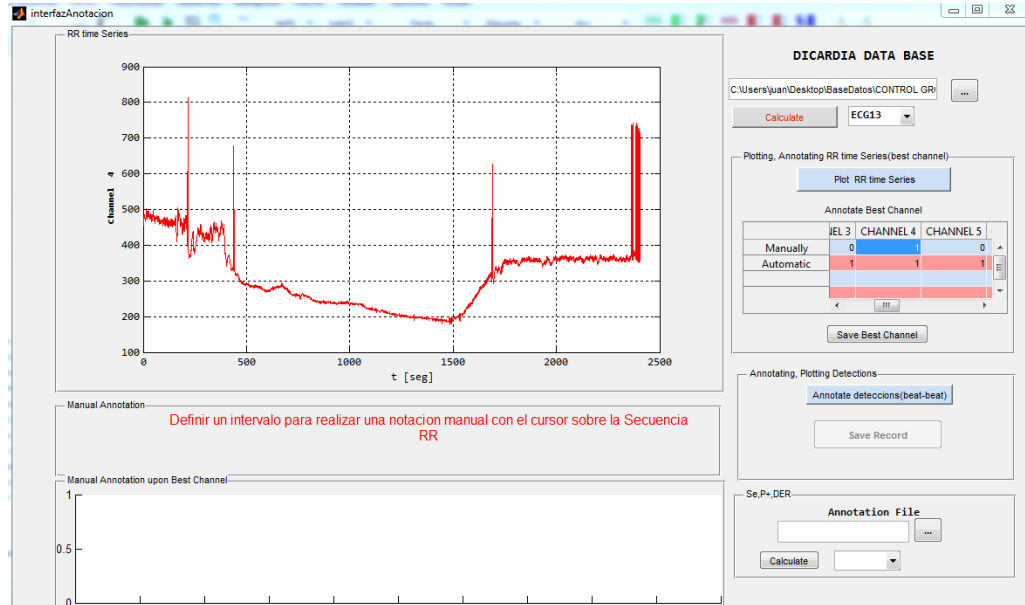


Figura C.5: Sistema proponiendo una anotación de la onda R por intervalos

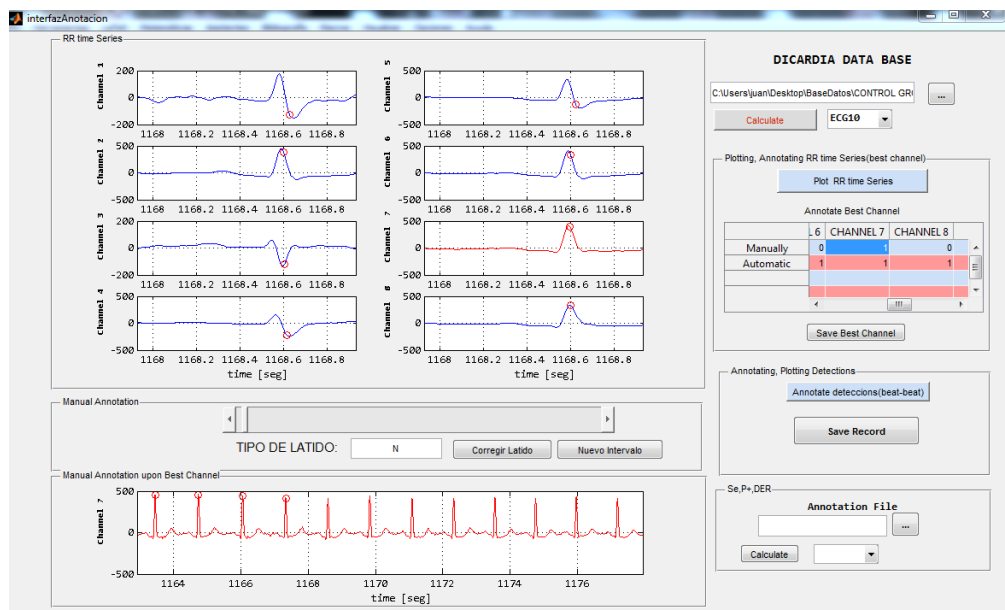


Figura C.6: Anotación latido-latido sobre un intervalo de interés.

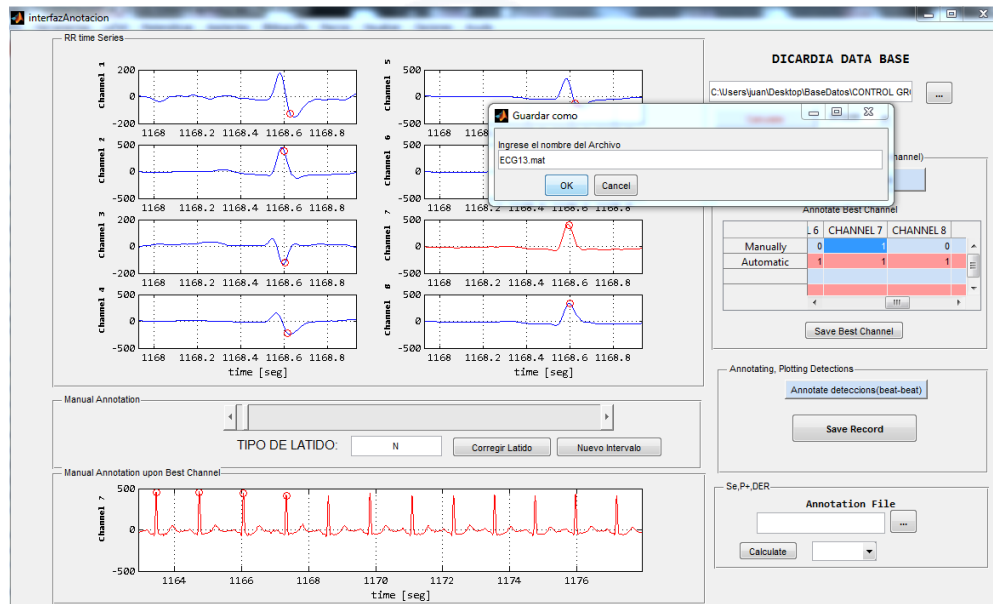


Figura C.7: Generación del Archivo de Anotación

Anexo D

Secuencias RR de los 15 registros anotados anotados en la presente investigación

En la presente sección se muestran las series RR (Figuras: D.1, D.2, D.3, D.4, D.5, D.6, D.7, D.8, D.9, D.10 , D.11, D.12, D.13, D.14) utilizadas en la anotación del canal de referencia.

UNIVERSIDAD DE CUENCA
desde 1867

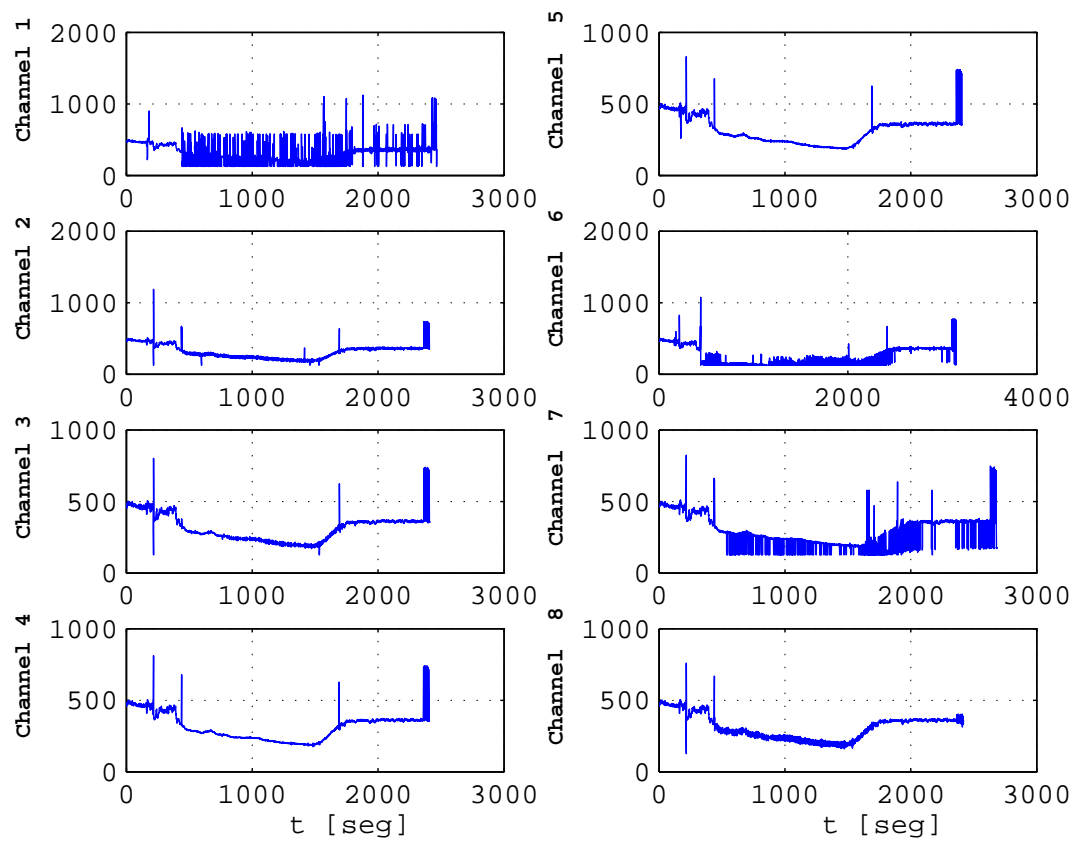


Figura D.1: Secuencias RR del registro ECG13

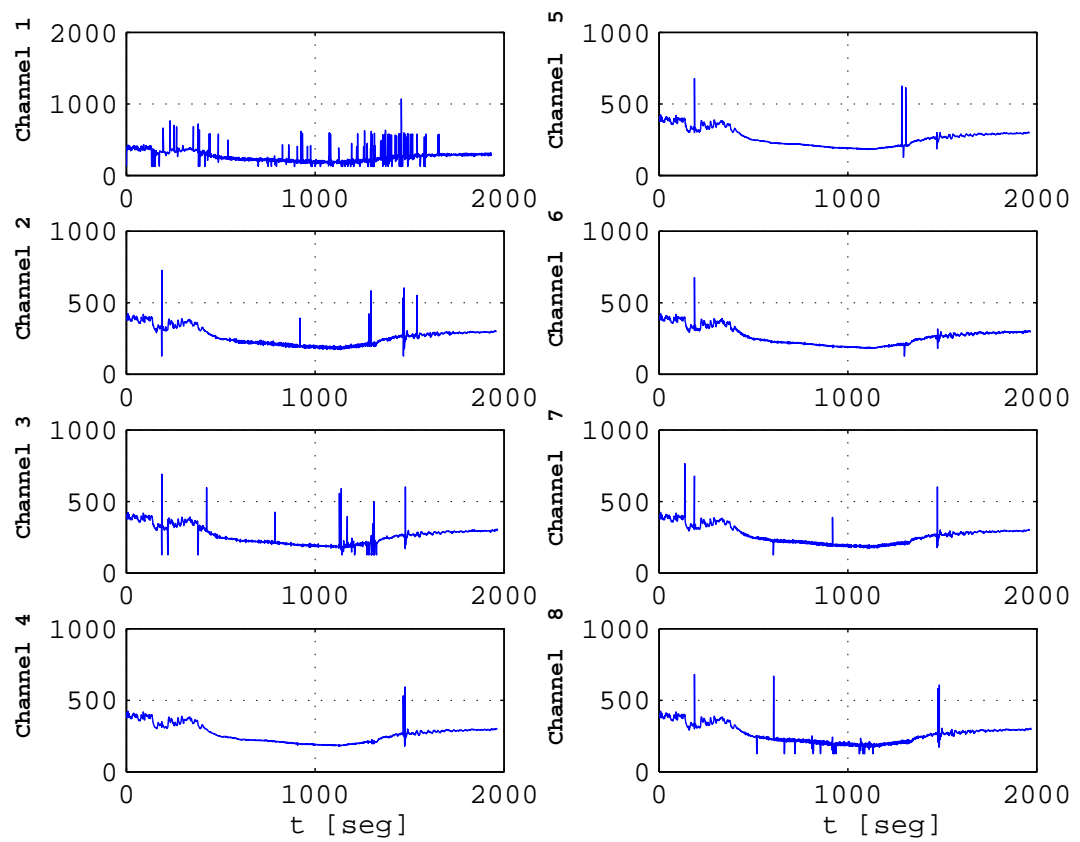


Figura D.2: Secuencias RR del registro ECG59

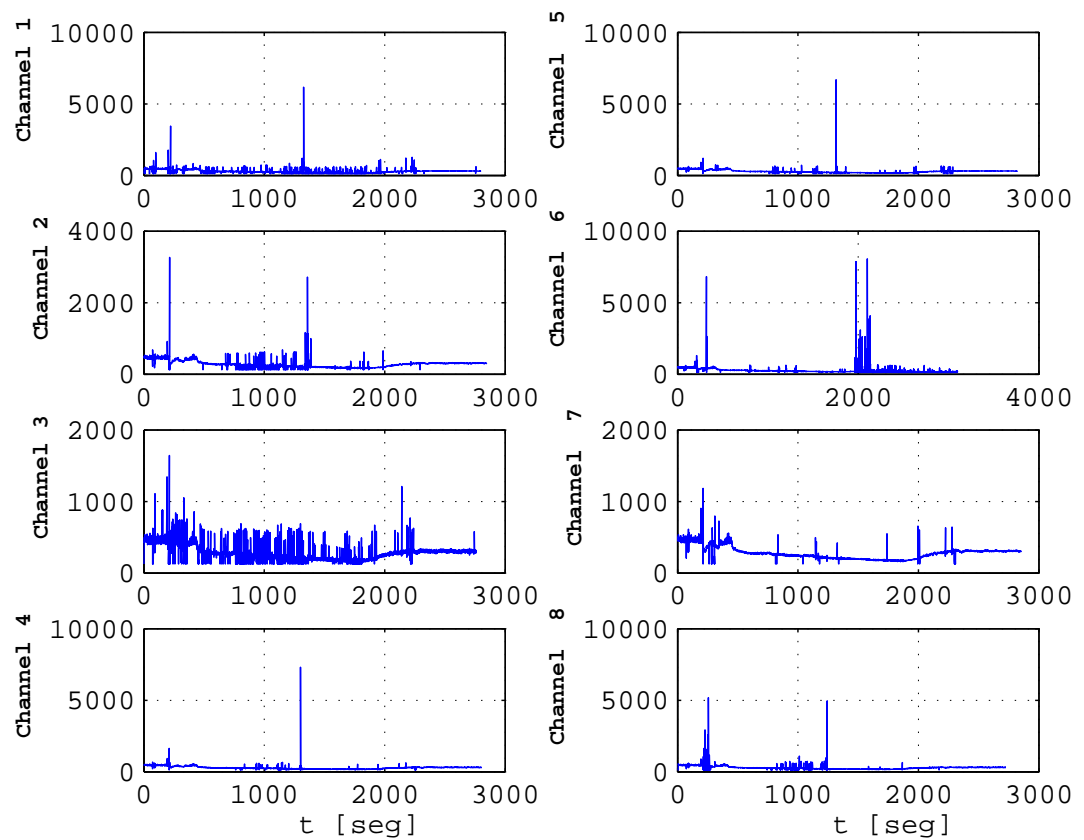


Figura D.3: Secuencias RR del registro ECG2029

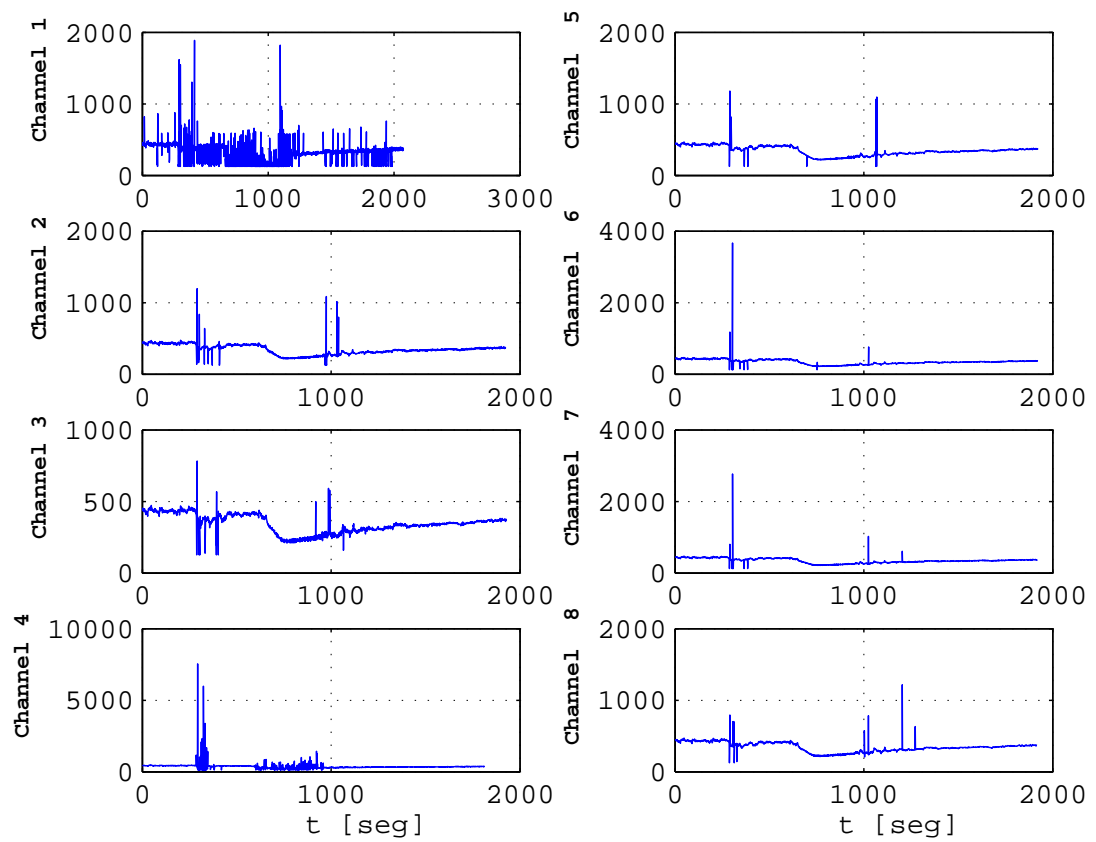


Figura D.4: Secuencias RR del registro ECG1629

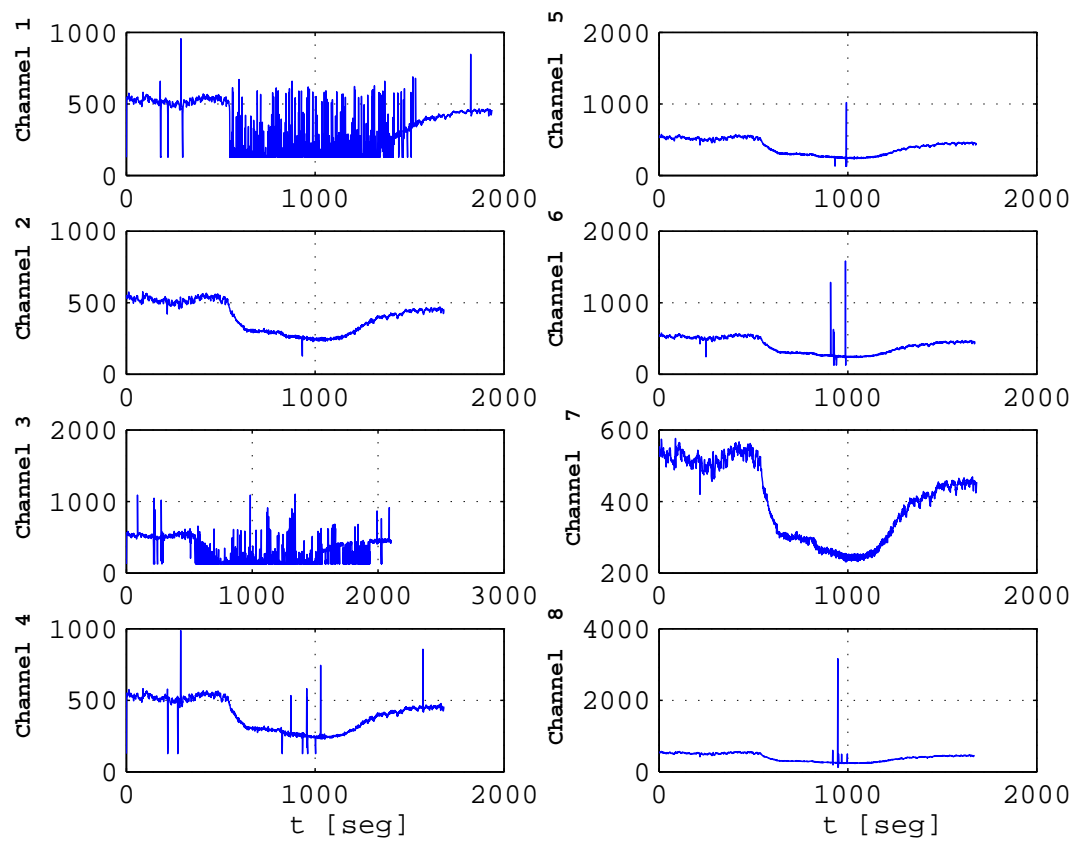


Figura D.5: Secuencias RR del registro ECG76

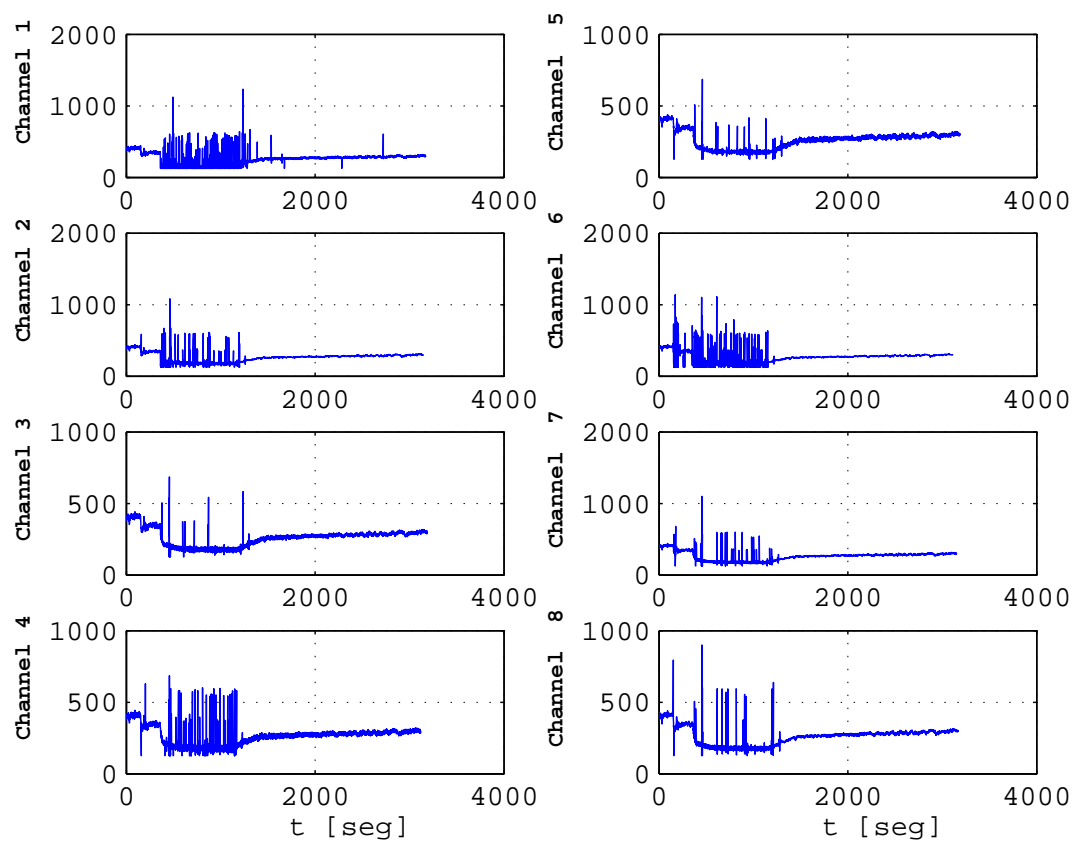


Figura D.6: Secuencias RR del registro ECG1729

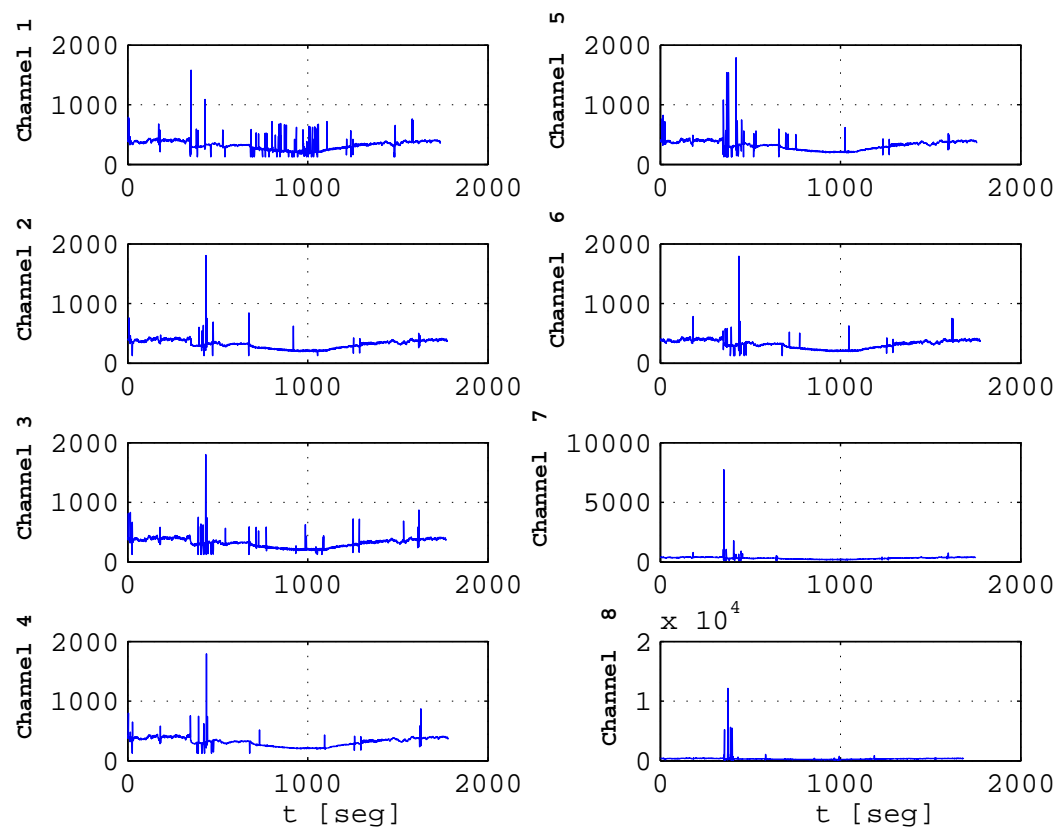


Figura D.7: Secuencias RR del registro ECG15

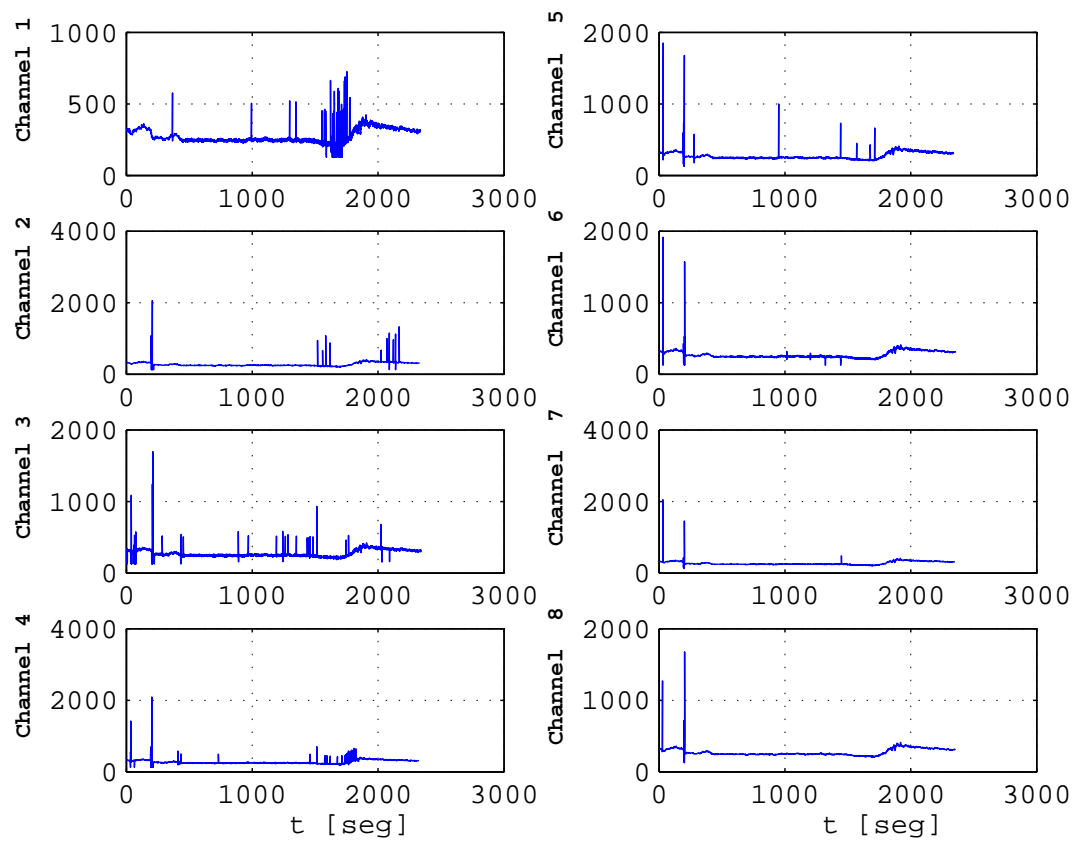


Figura D.8: Secuencias RR del registro ECG632

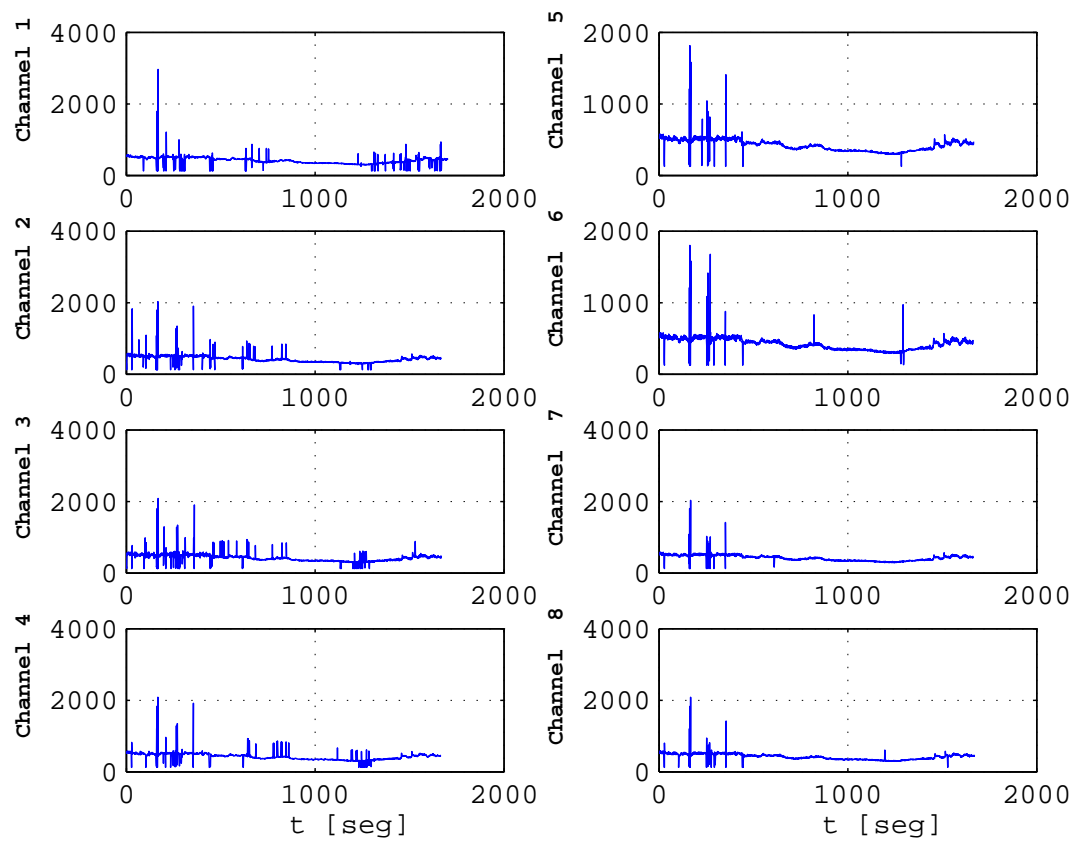


Figura D.9: Secuencias RR del registro ECG664

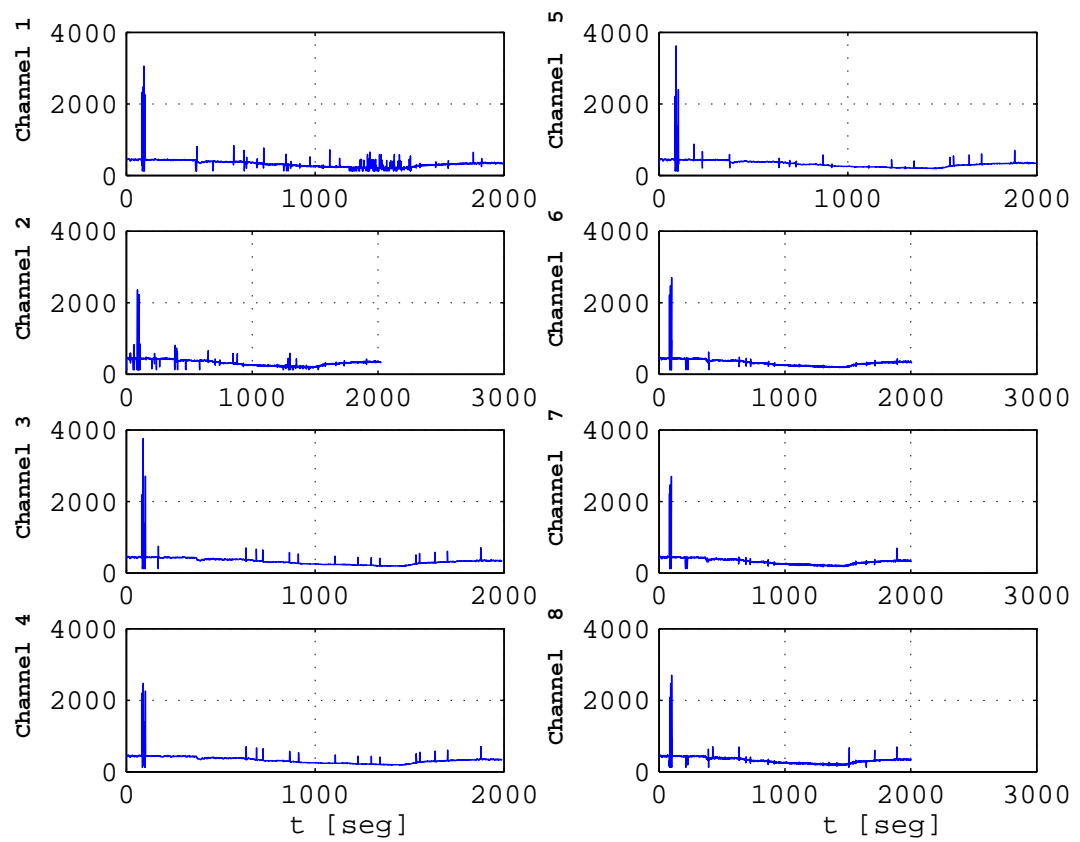


Figura D.10: Secuencias RR del registro ECG662

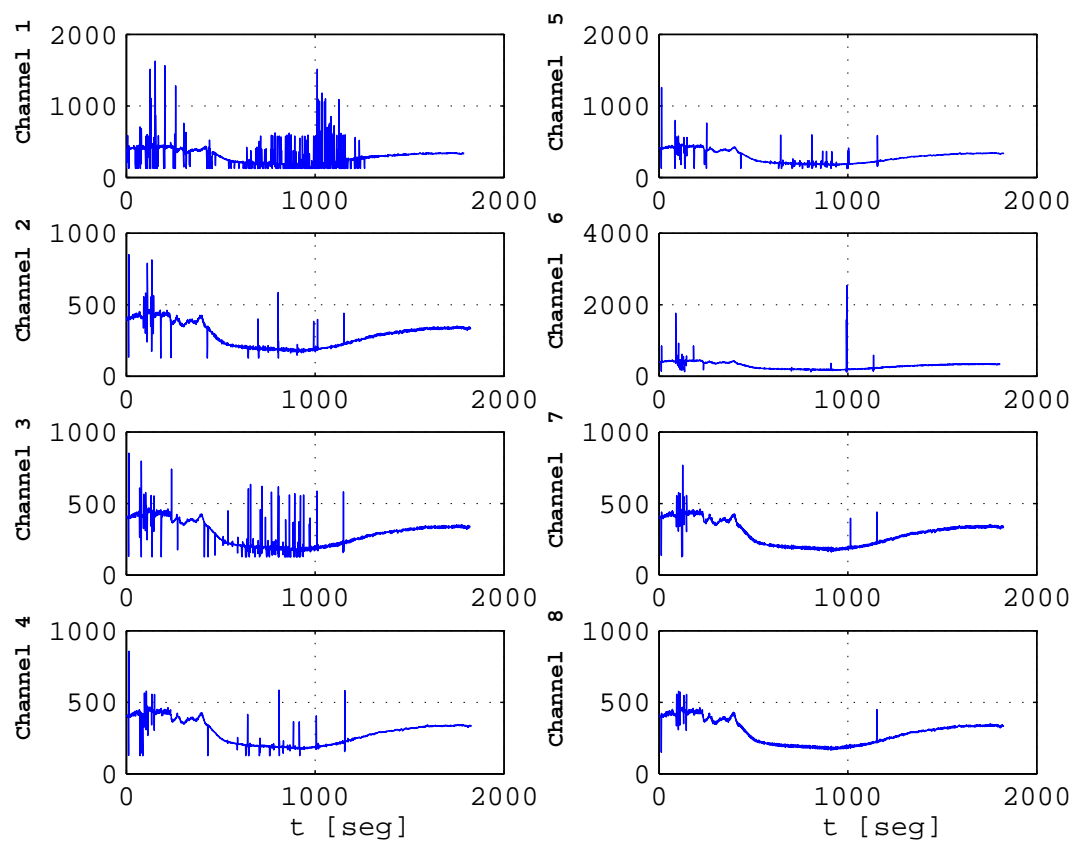


Figura D.11: Secuencias RR del registro ECG1712

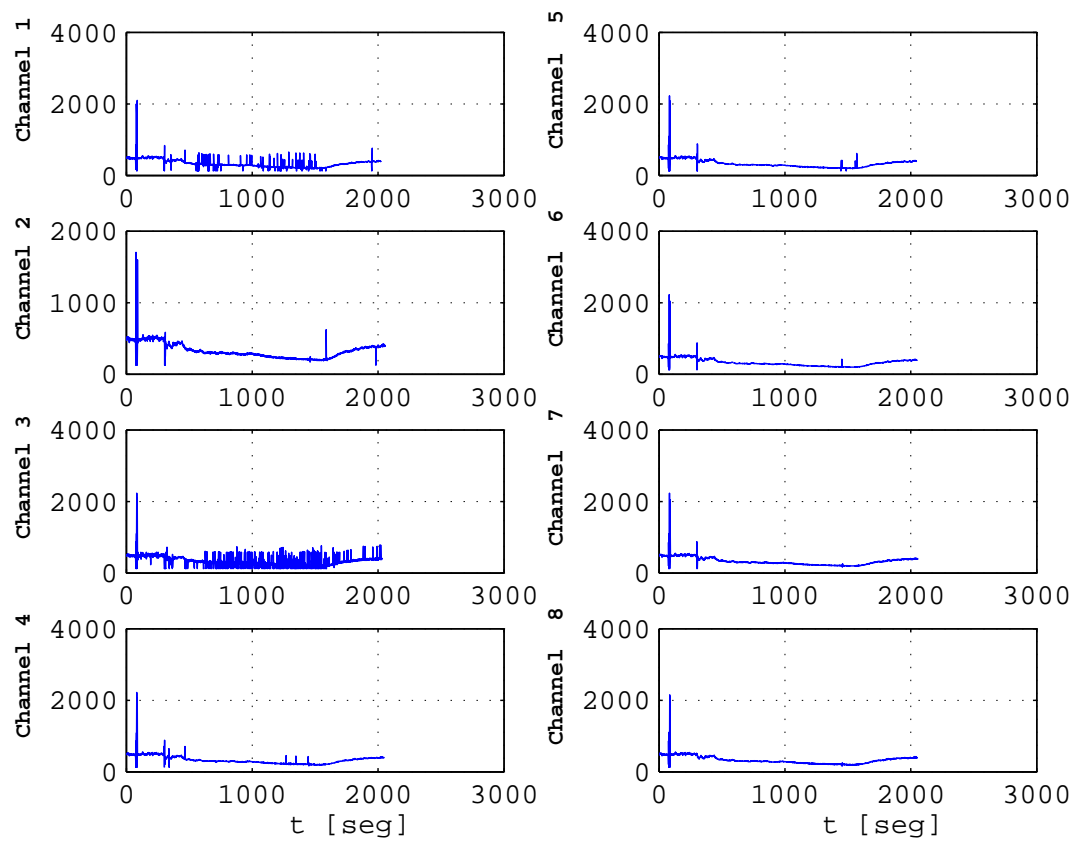


Figura D.12: Secuencias RR del registro ECG250

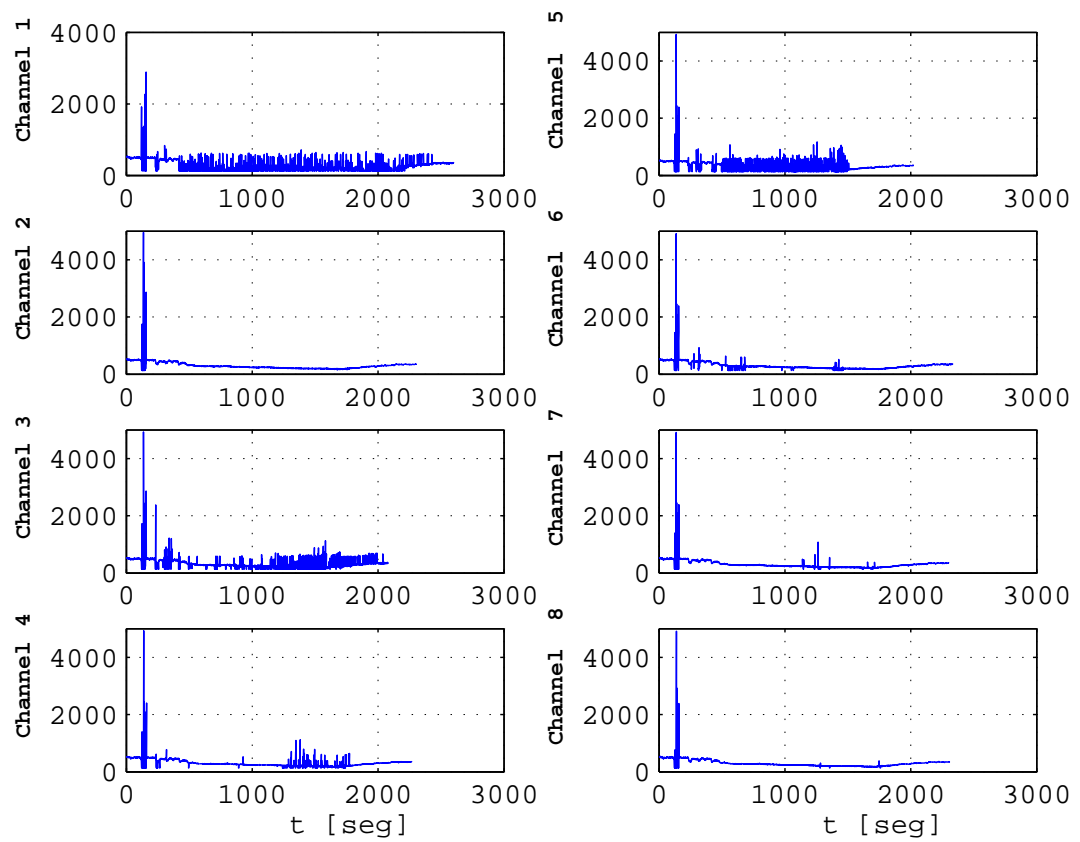


Figura D.13: Secuencias RR del registro ECG349

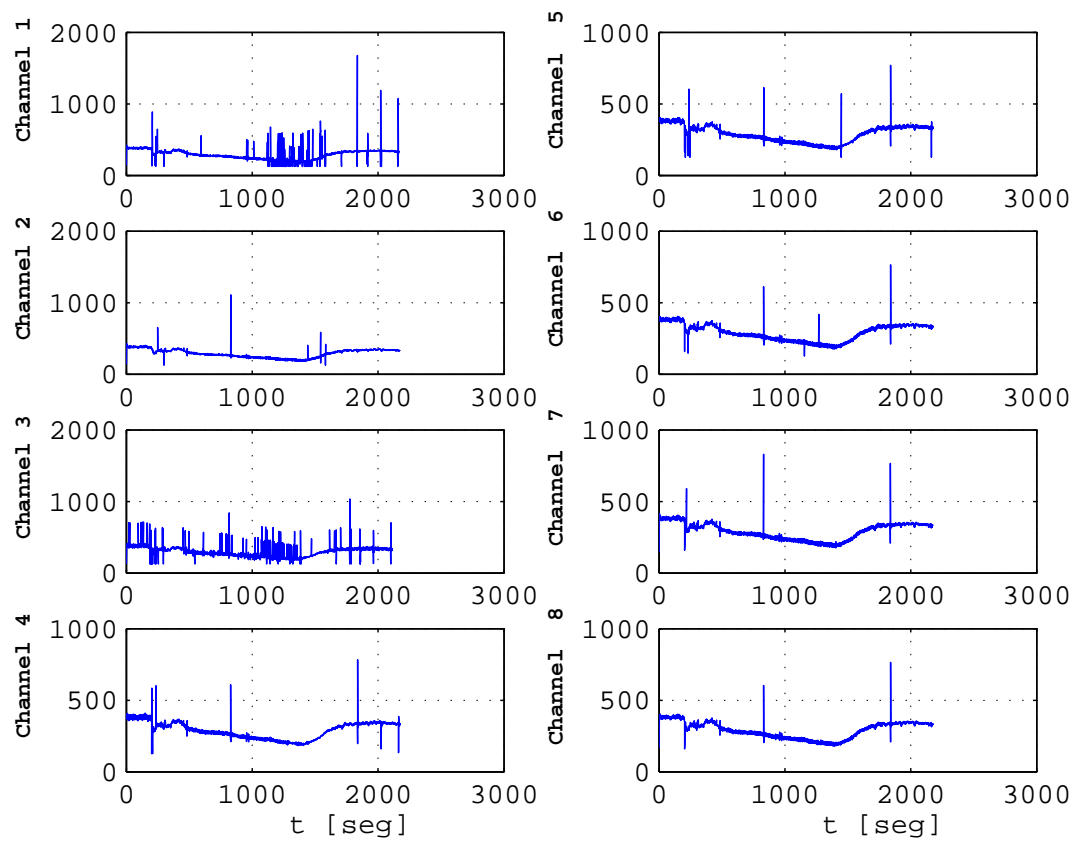


Figura D.14: Secuencias RR del registro ECG83

Bibliografía

- [1] Arthur Clifton Guyton, John E Hall, and Arthur C Guyton. *Tratado de fisiología médica*. Elsevier Brasil, 2006.
- [2] Willis J Tompkins. Biomedical digital signal processing. *Editorial Prentice Hall*, 1993.
- [3] Rafael Barea Navarro. *Instrumentación biomédica*. Departamento de Electrónica de la Universidad de Alcalá.
- [4] Luis Rodríguez Padial. *Curso básico de electrocardiografía: bases teóricas y aplicación diagnóstica*. 1999.
- [5] Juan Pablo Martínez, Rute Almeida, Salvador Olmos, Ana Paula Rocha, and Pablo Laguna. A wavelet-based ecg delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 51(4):570–581, 2004.
- [6] FE Valdés Pérez, R Pallás Areny, JR Malleuve Palancar, and CR Vázquez Seisdedos. Nuevo método para corregir artefactos en el análisis temporal de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. xx congreso anual de la sociedad española de ingeniería biomédica-caseib 2002. *Zaragoza, Noviembre*, pages 27–29, 2002.
- [7] Galen S Wagner. *Marriott's practical electrocardiography*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [8] Cathy Soto. *ECG: Essentials of Electrocardiography*. 2015.
- [9] E Martín Cuenca. *Fundamentos de fisiología*. Editorial Paraninfo, 2006.
- [10] CarlosAttie Castellano, Fause Pérez de Juan, Miguel AngelC Castellano, MA Pérez de Juan, and F Attie. *Electrocardiografía clínica*. Elsevier,, 2004.

- [11] E Braunwald, D Kasper, A Fauci, D Longo, S Hauser, and L Jameson. Harrison principios de medicina interna. 16 edición, 2006.
- [12] Francisco Javier Chorro Gascó. *Electrocardiografía en la práctica clínica*, volume 63. Universitat de València, 2003.
- [13] Enf Javier Garcia Niebla. Errores y artefactos más comunes en la obtención del electrocardiograma.
- [14] Dorina C Sevilla, Mary L Dohrmann, Carolyn A Somelofski, Richard P Wawrzynski, Nancy B Wagner, and Galen S Wagner. Invalidation of the resting electrocardiogram obtained via exercise electrode sites as a standard 12-lead recording. *The American journal of cardiology*, 63(1):35–39, 1989.
- [15] Wichit Srikureja, Dawood Darbar, and Guy S Reeder. Tremor-induced ecg artifact mimicking ventricular tachycardia. *Circulation*, 102(11):1337–1338, 2000.
- [16] Eduardo Alegría Ezquerro, Manuel Alijarde Guimerá, Juan Carlos Cordo Mollar, Francisco Javier Chorro Gascó, and Antonio Pajarón López. I. utilidad de la prueba de esfuerzo y de otros métodos basados en el electrocardiograma en la cardiopatía isquémica crónica. *Revista Española de Cardiología*, 50(1):6–14, 1997.
- [17] George B Moody, Roger G Mark, and Ary L Goldberger. Physionet: a web-based resource for the study of physiologic signals. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 20(3):70–75, 2001.
- [18] R Mark and G Moody. Mit-bih arrhythmia database directory. *Cambridge: Massachusetts Institute of Technology*, 1988.
- [19] M Llamedo, A Khawaja, and JP Martínez. Analysis of 12-lead classification models for ecg classification. In *2010 Computing in Cardiology*, pages 673–676. IEEE, 2010.
- [20] Luisanna Quintero, S Wong, Raul Parra, Julio Cruz, Norka Antepara, Deyanira Almeida, Francisco Ng, and Gianfranco Passariello. Stress ecg and laboratory database for the assessment of diabetic cardiovascular autonomic neuropathy. In *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4339–4342. IEEE, 2007.

- [21] Carlos A Ledezma, Erika Severeyn, Gilberto Perpnan, Miguel Altuve, and Sara Wong. A new on-line electrocardiographic records database and computer routines for data analysis. In *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 2738–2741. IEEE, 2014.
- [22] Sergio Suárez-Rodríguez and Antonio Eblen-Zajjur. Análisis de correlación y de procesos puntuales de la secuencia de intervalos rr del electrocardiograma de sujetos normales. *Salus*, 12(3):27–32, 2008.
- [23] Fernando Eudaldo Valdés Pérez, José Ramón Malleuve Palancar, and Carlos Román Vázquez Seisdodos. Correccion automatica de artefactos en series temporales. *Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones*, 28(3):59–64, 2007.
- [24] Jiapu Pan and Willis J Tompkins. A real-time qrs detection algorithm. *IEEE transactions on biomedical engineering*, (3):230–236, 1985.
- [25] Jairo Armijos, David García, Darwin Astudillo, Kenneth Palacio-Baus, Rubén Medina, and Sara Wong. Semiautomatic validation of rr time series in an ecg stress test database. In *11th International Symposium on Medical Information Processing and Analysis (SIPAIM 2015)*, pages 968119–968119. International Society for Optics and Photonics, 2015.
- [26] Solano L. Medina R. Wong S. Astudillo D., Palacio-Baus K. Characterizing artifacts in rr stress test time series. In *2016 38th Annual International Conference of the IEEE (in press).IEEE*. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016.
- [27] Ary L Goldberger, Luis AN Amaral, Leon Glass, Jeffrey M Hausdorff, Plamen Ch Ivanov, Roger G Mark, Joseph E Mietus, George B Moody, Chung-Kang Peng, and H Eugene Stanley. Physiobank, physiotoolkit, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*, 101(23):e215–e220, 2000.
- [28] Andrés F Quiceno, Germán Castellanos, Luis E Avendaño, and José M Ferrero. Optimización en el desempeño de algoritmos de detección de complejos qrs. *Avances en Sistemas e Informática*, 4(1), 2007.
- [29] Leif Sörnmo and Pablo Laguna. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*, volume 8. Academic Press, 2005.